

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Ludwigs – Maximilians - Universität München

Direktor: Professor Dr. R. Hickel

**In vitro Untersuchung zur Wärmeentwicklung von Hitzepluggern und der
Wurzeloberfläche von Zähnen während der warmen vertikalen
Kompaktion bei Wurzelkanälen**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Oliver Gerlitzki
aus
München

2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Michael Stimmelmayer

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Christian Diegritz

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 21.06.2017

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
2. Literaturübersicht.....	3
2.1 Erkrankungen der Pulpa.....	3
2.2 Therapiemaßnahmen	4
2.2.1 Indirekte Überkappung/ Caries profunda Behandlung.....	4
2.2.2 Direkte Überkappung	4
2.2.3 Vitalamputation.....	5
2.2.4 Exstirpation der Pulpa und Wurzelkanalaufbereitung	5
2.3 Einteilung der Wurzelkanalfüllungsmaterialien	6
2.3.1 Versiegler (Sealer)	7
2.3.1.1 Zinkoxid-Eugenol (ZOE)-Paste	7
2.3.1.2 Epoxidharze	8
2.3.1.3 Calciumhydroxid (CaOH ₂)-Paste.....	8
2.3.1.4 Wurzelfüllungsmaterialien mit medikamentösen Zusätzen.....	8
2.3.1.5 Glasionomerzemente	9
2.3.2 Kernmaterialien	9
2.3.2.1 Silberstifte	9
2.3.2.2 Titanstifte	10
2.3.2.3 Kunststoffstifte.....	10
2.3.2.4 Guttapercha	10
2.4 Wurzelfüllungstechniken	11
2.4.1 Zentralstifttechnik (Einstifttechnik).....	11
2.4.2 Laterale Kompaktion	12
2.4.3 Trägerstiftmethode (Thermafil®)	13
2.4.4 McSpadden (System A).....	13

2.4.5	Warme vertikale Kompaktionstechnik	14
2.5	Hitzeplugger	16
3.	Ziele der Studie	17
4.	Material und Methode	18
4.1	Zahnpräparate	18
4.1.1	Auswahl der Präparate	18
4.1.2	Vorbereitung der Zähne	18
4.1.3	Aufbereitung der Wurzelkanäle	19
4.1.4	Vorbereitung der Zähne für die Versuche	21
4.2	Obturationssysteme	22
4.2.1	System B	22
4.2.2	Elements Obturation Unit (EOU)	23
4.2.3	Super Endo alpha II	24
4.3	Temperaturmessung an der Pluggerspitze und auf der Wurzeloberfläche	24
4.4	Temperaturmessungen	26
4.4.1	Versuchsaufbau	26
4.4.2	Temperaturmessungen an den Hitzepluggern	28
4.4.3.	Temperaturmessung auf der Wurzeloberfläche	32
4.4.3.1	Vorbereitung der Messungen	32
4.4.3.2	Durchführung der Messungen	33
4.5	Statistische Auswertung	36
5.	Ergebnisse	37
5.1	Ergebnisse der Temperaturmessungen an der Arbeitsspitze	37
5.1.1	Vorversuche	37
5.1.2	System B (Sys B)	38
5.1.3	Elements Obturation Unit (EOU)	42
5.1.4	B&L Super Endo alpha II (B&L)	46
5.2	Statistische Ergebnisse der Pluggermessungen	50
5.3	Ergebnisse der Temperaturmessungen auf der Wurzeloberfläche	51
5.3.1	System B (Sys B)	51

5.3.2	Elements Obturation Unit (EOU)	52
5.3.3	B&L Super Endo alpha II (B&L)	53
5.4.	Statistische Ergebnisse der Messungen auf der Wurzeloberfläche	54
6.	Diskussion	55
6.1	Vorversuche	55
6.2	Versuchsaufbau	55
6.3	Effektive Temperatur an der Arbeitsspitze.....	59
6.4	Temperaturveränderung auf der Wurzeloberfläche.....	61
6.5	Schlussfolgerung	63
7.	Zusammenfassung.....	64
8.	Literaturverzeichnis.....	66
9.	Bildquellenverzeichnis.....	78
10.	Anhang.....	79
11.	Veröffentlichungen.....	82
12.	Danksagung	83

1. Einleitung

1. Einleitung

Die Endodontie ist ein Teilgebiet der konservierenden Zahnheilkunde und wird von der europäischen Gesellschaft für Endodontologie (ESE) in deren Qualitätsrichtlinien von 2006 folgendermaßen beschrieben: Die Endodontologie beschäftigt sich mit Form, Funktion und Gesundheit der Pulpa und der periradikulären Gewebe, mit deren Verletzungen und Erkrankungen, deren Prävention und Therapie; als prinzipielle Erkrankung gilt die durch Infektion verursachte apikale Parodontitis. Ätiologie und Diagnose des Zahnschmerzes und dentaler Erkrankungen sind integraler Bestandteil endodontischer Praxis (1). Ist der Erhalt der vitalen Pulpa durch eine indirekte oder direkte Überkappung oder eine Vitalamputation nicht mehr möglich, so kann der Zahn durch die Vitalexstirpation der Pulpa und einer anschließenden Wurzelkanalbehandlung vor der Extraktion bewahrt werden (2). Desweiteren können auch Zähne mit nekrotischer Pulpa mittels Wurzelkanalbehandlung erhalten werden.

Wurzelkanalbehandlungen stellen in Deutschland mit über 7 Millionen Fällen pro Jahr einen nicht unerheblichen Teil der zahnerhaltenden Therapiemaßnahmen dar (3). Durch moderne Aufbereitungsinstrumente, die intensive Desinfektion des Wurzelkanalsystems und eine abschließende dichte, dreidimensionale Wurzelkanalfüllung, kann die Erfolgswahrscheinlichkeit für eine endodontische Behandlung heutzutage stark erhöht werden.

Sie liegt für Zähne mit irreversibler Pulpitis oder Pulpanekrose ohne assoziierte periapikale Läsion nach einer primären Wurzelkanalbehandlung bei 89% - 95%. Für Zähne mit infiziertem Endodont und einer periapikalen Läsion liegt die Prognose nach einer Revision zwischen 50% -70%. Revisionsbedürftige Zähne ohne assoziierte Befunde einer periapikalen Parodontitis haben eine Erfolgsprognose von 89% - 95% (4).

Schon vor über 100 Jahren konnten Hess (5) sowie Meyer et al. (6) durch ihre Untersuchungen zeigen, dass es sich bei Wurzelkanälen um höchst komplexe dreidimensionale Kanalsysteme mit zahlreichen Seitenkanälen, Buchten und Nischen, blind endenden Divertikeln und Isthmen zwischen den einzelnen Kanälen handelt (7). Die komplizierte Struktur des Kanalsystems entsteht durch die Einsprossung von Nerven und

1. Einleitung

Blutgefäßen in die ektomesenchymale Zahnpapille während der Zahnentwicklung. Hierbei werden die Gefäß-Nerven-Stränge während der Dentinbildung hartgeweblich umschlossen, woraus sich pulpodesmodontale Seitenkanäle und apikale Ramifikationen bilden (8).

Wie komplex die Wurzelkanalanatomie tatsächlich ist, wurde in der Vergangenheit immer weiter erforscht. So wurde das Kanalsystem durch die Ausgussmethode (9), durch die Anwendung der Transparenzmethode (10) sowie mittels bildgebender Diagnostik dargestellt und untersucht. Einen hohen Stellenwert nimmt hier inzwischen das Micro-CT im Rahmen von in vitro Untersuchungen ein (11) (12) (13) (14) (15). Neuere in vivo Studien bedienen sich häufig der DVT für ihre Untersuchungen (16) (17) (18) (19).

Vertucci (20) teilte 1974 die auftretenden Wurzelkanalsysteme in acht Gruppen ein. Sert et al. (21) erweiterten die Klassifikation sogar auf 23 mögliche Verläufe. Dies zeigt nicht nur wie komplex das Kanalsystem aufgebaut ist, sondern auch wie groß die Variationsbreite der Anatomie des Zahninneren ist. Die Anforderungen an die abschließende Wurzelfüllung einer endodontischen Behandlung sind entsprechend hoch, da die Füllung, wie schon 1967 von Herbert Schilder gefordert wurde (22), idealerweise das gesamte Kanalsystem versiegeln soll.

2. Literaturübersicht

2. Literaturübersicht

2.1 Erkrankungen der Pulpa

Die Erkrankungen der Pulpa können histologisch gesehen in vier Stadien eingeteilt werden. Die Hyperämie, die akute Pulpitis, die chronische Pulpitis und die Pulpanekrose.

Im Zusammenhang mit pulpitischen Beschwerden handelt es sich bei einer Hyperämie um eine Vorstufe der Pulpitis.

Je nachdem wie groß der entzündete Teil der Pulpa ist, spricht man von einer Pulpitis acuta partialis oder einer Pulpitis acuta totalis. Zusätzlich kann die akute Pulpitis noch nach der Art der Entzündung unterschieden werden. So kann eine seröse Entzündung (Pulpitis acuta serosa) oder eine eitrige Entzündung (Pulpitis acuta purulenta) vorliegen. Die seröse Pulpitis ist gekennzeichnet durch eine erhöhte Permeabilität der Gefäßwände und dadurch verbundenem Serum- und Leukozytenaustritt in die Gewebe. Die purulente Pulpitis hat aufgrund einer Abszedierung den Untergang des Pulpagewebes zur Folge.

Die chronische Pulpitis wird ebenfalls in zwei Kategorien unterteilt. Die geschlossene (Pulpitis chronica clausa) und die offene (Pulpitis chronica aperta).

Die offene chronische Pulpitis kann weiter in zwei Unterkategorien eingeteilt werden. Dies ist zum einen die ulzerierende (Pulpitis chronica aperta ulcerosa) und die granulomatöse (Pulpitis chronica aperta granulomatosa). Bei der ulzerierenden chronischen offenen Pulpitis liegt meist eine großflächige Eröffnung des Pulpadachs vor, durch welche Exsudate abfließen können. Klinisch liegt dadurch meist eine schmerzfreie Situation vor. Histologisch findet man in diesem Stadium Pulpagewebsnekrosen und -ulzerationen sowie vermehrt polymorphkernige Leukozyten. Verstärkt sich die Proliferation des Granulationsgewebes, geht die ulzerierende Form der offenen Pulpitis in den granulomatösen Zustand über. Hier zeigt sich klinisch meist die freiliegende Pulpa mit rosarotem Granulationsgewebe, welches sich durch den kariösen Defekt an die Oberfläche erhebt (23) (24).

Klinisch lassen sich die Erkrankungen der Pulpa, einem Konsens der American Association of Endodontists (AAE) nach, wie folgt unterteilen:

2. Literaturübersicht

Normale Pulpa, reversible Pulpitis, symptomatische irreversible Pulpitis, asymptomatische irreversible Pulpitis, Pulpanekrose. Zusätzlich wird noch zwischen Zähnen unterschieden welche schon endodontisch behandelt sind und bei denen eine endodontische Therapie begonnen wurde (25).

2.2 Therapiemaßnahmen

Um die oben aufgeführten Erkrankungen der Pulpa zu behandeln, stehen folgende Behandlungsmaßnahmen zur Verfügung.

2.2.1 Indirekte Überkappung/ Caries profunda Behandlung

Wie von Jean et al. (26) beschrieben, kann man sich bei der Kariesexkavation nicht darauf verlassen, dass mit der Entfernung des erweichten Dentins auch die Karies vollständig beseitigt wird. Ebenso gilt, dass kariös infiziertes Dentin nicht auch automatisch weich oder verfärbt sein muss. Wenn bei der Exkavation einer tiefen Karies nur noch geringe Mengen an kariös verändertem Dentin verbleiben und die Gefahr der Eröffnung der vitalen Pulpa durch weitere Exkavation besteht, dann kann dieser Bereich mit Calciumhydroxid (CaOH_2) abgedeckt werden. Calciumhydroxid soll aufgrund des stark basischen pH-Wertes von 12,4 die Bildung von Reizdentin begünstigen (27).

2.2.2 Direkte Überkappung

Wird bei der Kariesentfernung die vitale Pulpa eröffnet, so kann unter bestimmten Voraussetzungen die Pulpawunde direkt verschlossen werden. Die Therapie der direkten Überkappung setzt voraus, dass die Umgebung der Perforation vollständig von Karies befreit ist, da sonst die Bakterien die Wunde besiedeln können und die Prognose der Überkappung deutlich verschlechtert wird (28). Als Material wird auch hier Calciumhydroxid verwendet. Aufgrund des hohen pH-Wertes kommt es an der Kontaktfläche zur Pulpa schnell zu einer oberflächlichen Nekrose des Pulpagewebes (29), unter der sich in der Folgezeit eine Hartsubstanzbarriere bildet. Haskell et al. (30) konnten

2. Literaturübersicht

zeigen, dass eine solche Behandlung die Vitalerhaltung eines Zahnes um durchschnittlich 11,6 Jahre verlängerte.

2.2.3 Vitalamputation

Die Vitalamputation hat zum Ziel, die entzündeten Anteile der Pulpa zu entfernen und die gesunden Anteile zu belassen. Man unterscheidet hier zwischen der partiellen Amputation und der zervikalen Amputation.

Die partielle Amputation der Pulpa wurde 1952 von Chatterton et al. (31) beschrieben. Hierbei werden die oberflächlichen Schichten der Pulpa unter sterilen Bedingungen mittels schnell rotierender Diamanten, unter Kühlung durch sterile Kochsalzlösung, abgetragen. Anschließend wird die Wunde mit Calciumhydroxid abgedeckt. Darüber wird eine Unterfüllung aus Glasionomerzement gelegt und diese wiederum mittels einer definitiven Füllung abgedeckt.

Die zervikale Amputation der Pulpa ist meist bei jugendlichen Zähnen mit noch nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum angezeigt (2). Bei dieser Therapiemaßnahme wird die Kronenpulpa vollständig entfernt (32). Anschließend wird Calciumhydroxid auf die Pulpastümpfe aufgebracht, welches mit einer Unterfüllung aus Phosphatzement abgedeckt wird, ehe die definitive Füllung der Kavität direkt im Anschluss gelegt wird.

Neuerdings wird auch Mineral Trioxide Aggregate (MTA) aufgrund der guten Biokompatibilität als Überkappungsmaterial diskutiert (33) (34) (35).

2.2.4 Exstirpation der Pulpa und Wurzelkanalaufbereitung

Liegt eine irreversible Pulpitis vor, so ist es nicht mehr möglich, die Vitalerhaltung der Pulpa mit einer der vorangegangenen Therapiemaßnahmen zu erzielen. Um den betroffenen Zahn vor der Extraktion zu bewahren, bleibt nur die vollständige Entfernung der Pulpa. Nachdem das Pulpakammerdach abgetragen wurde, wird zuerst die Kronenpulpa entfernt und die Kanaleingänge aufgesucht. Anschließend wird das

2. Literaturübersicht

Pulpagewebe aus den Wurzelkanälen entfernt. Hierfür eignen sich Exstirpationsnadeln oder Wurzelkanalaufbereitungsinstrumente.

Nachfolgend werden die Wurzelkanäle mit speziellen Wurzelkanalinstrumenten mechanisch gereinigt und somit für die Aufnahme einer Wurzelkanalfüllung vorbereitet.

Es ist aufgrund der zuvor schon beschriebenen Komplexität des Endodonts nicht möglich, mit der rein mechanischen Aufbereitung eine ausreichende Säuberung zu erzielen (36).

Um eine suffiziente Desinfektion und Reinigung zu erreichen, können zusätzlich chemo-mechanische Hilfsmittel, wie die Ultraschallaktivierung von Spülflüssigkeiten, oder auch Laser eingesetzt werden. Die Aufbereitung des Wurzelkanalsystems setzt sich somit aus chemischer Reinigung, Desinfektion und mechanischer Ausformung zusammen.

Im Anschluss an die Aufbereitung und Desinfektion der Wurzelkanäle wird das gesamte Kanalsystem mit einer Wurzelkanalfüllung verschlossen.

2.3 Einteilung der Wurzelkanalfüllungsmaterialien

Schon vor ca. 2000 Jahren wurden Zähne mit Wurzelkanalfüllungen behandelt (37). Die Anforderungen an eine Wurzelfüllung, und somit auch an das verwendete Material, wurden 1927 von Edgar Coolidge (38) definiert und sind auch heute noch gültig:

- Das Wurzelfüllungsmaterial soll verformbar sein, um in alle Anteile des Kanalsystems zu gelangen.
- Das periapikale Gewebe darf durch das verwendete Füllungsmaterial nicht irritiert werden.
- Füllungsmaterialien dürfen keine Flüssigkeiten aufnehmen.
- Es soll kein Temperaturleiter sein.
- In Körperflüssigkeiten soll das Wurzelfüllungsmaterial unlösbar sein.
- Nach dem Einbringen darf das Material die Form nicht ändern oder schrumpfen.
- Die Wurzelfüllung darf den Zahn nicht verfärben.
- Es muss röntgenologisch sichtbar sein.

2. Literaturübersicht

- Das Füllungsmaterial muss einfach aus dem Kanal wieder zu entfernen sein, wenn eine Revision erforderlich wird.

Zusätzlich hat die Europäische Gesellschaft für Endodontologie (ESE) in ihren Richtlinien festgehalten, dass das Füllungsmaterial die Passage von Mikroorganismen und Flüssigkeiten entlang des Kanalsystems und bakterielles Wachstum verhindern soll. Zudem soll es nicht nur das apikale Foramen abdichten, sondern den Kanal vollständig ausfüllen sowie die Dentintubuli und akzessorische Kanäle verschließen (1).

Grundsätzlich können die Wurzelkanalfüllungsmaterialien in plastische und feste Füllmaterialien unterteilt werden. In der Regel jedoch besteht eine Wurzelkanalfüllung aus einer Kombination von festem Kernmaterial und dünnfließendem Versiegler/ Sealer. Dadurch soll gewährleistet werden, dass das Kanalsystem vollständig obturiert wird.

2.3.1 Versiegler (Sealer)

2.3.1.1 Zinkoxid-Eugenol (ZOE)-Paste

Diese Pasten werden in der Regel durch Vermischen von Pulver und Flüssigkeit hergestellt und härten durch die Bildung eines Zinkeugenolates aus. Sie schrumpfen wenig und haben zusammen mit einem festen Füllungsmaterial ein gutes Abdichtungsvermögen (39) (40). Allerdings ist ZOE in Gewebsflüssigkeit löslich, was Probleme bei der Langzeitdichtigkeit mit sich bringt. Darüberhinaus ist ZOE bei direktem Zellkontakt zytotoxisch und kann allergische Reaktionen hervorrufen (41).

2. Literaturübersicht

2.3.1.2 Epoxidharze

Durch Schröder 1954 (42) vorgestellt, war AH 26[®] das erste Produkt dieser Gruppe. Die Paste wird aus Pulver und Harz angemischt und härtet nach 24 bis 36 Stunden aus. Bei der Abbindereaktion wird jedoch innerhalb der ersten 4 Tage Formaldehyd freigesetzt, das zytotoxisch wirkt. Allerdings lässt diese Reaktion nach, je weiter die Abbindereaktion voranschreitet. Nach einigen Wochen ist keine Freisetzung von Formaldehyd mehr nachweisbar (43). Seit einigen Jahren ist die Weiterentwicklung dieses Präparats auf dem Markt. Hier wurde auf das Hexamethylentetramin verzichtet, welches für die Formaldehydfreisetzung verantwortlich ist (2). Heutige epoxidharzbasierte Sealer sind nahezu unlöslich in Gewebsflüssigkeit. Im Gegensatz zu den meisten anderen Sealern kommt es beim Abbinden dieser Materialien initial sogar zu einer Expansion.

2.3.1.3 Calciumhydroxid (CaOH₂)-Paste

Diese Pasten härten unter Ausbildung eines Chelatkomplexes nach Wasserzufuhr aus. Man ging davon aus, dass das CaOH₂, genau wie bei der direkten Überkappung, eine Hartgewebebarriere an der Wurzelspitze ausbildet und somit zu einem dichteren Verschluss führt. Jedoch konnte dies nicht belegt werden. Sealapex[®], hier exemplarisch als ein Vertreter dieser Gruppe genannt, zeigt allerdings im Vergleich zu anderen Materialgruppen eine geringere Dentinhaftung (44) (45). Außerdem ist Sealapex[®] in Gewebsflüssigkeit löslich (46).

2.3.1.4 Wurzelfüllungsmaterialien mit medikamentösen Zusätzen

Diese Materialien sind vor allem mit antiinflammatorischen Glucocortikoiden oder Paraformaldehyd angereichert. Von den Paraformaldehyd-Präparaten geht eine starke antibakterielle Wirkung aus (47). Allerdings spalten sie während und auch noch nach dem Abbinden Formaldehyd ab, was von chronischen entzündlichen Reaktionen bis hin zu Nekrosen und Knochenresorptionen führen kann (48).

2. Literaturübersicht

Bei den Kortikoid-Präparaten kann es durch die Suppression der Phagozytose, zu einer Vermehrung der Mikroorganismen kommen, was eine Verschlechterung der schon vorliegenden Entzündungssituation mit sich bringt (49). Daher wird diesen Pasten zusätzlich noch ein Antibiotikum beigelegt, welches lokal die Bakterienlast reduzieren soll. Da diese Pasten nicht aushärten, sind sie als definitives Wurzelfüllungsmaterial nicht geeignet.

2.3.1.5 Glasionomerzemente

Aufgrund ihrer guten Dentinhaftung und des hohen Abdichtungsvermögens (50) werden diese Zemente als gute Füllungsmaterialien angesehen. Wrbas et al. (51) konnten 1998 eine sehr gute gewebeverträglich für dieses Material nachweisen. Nachteile werden jedoch in der relativ kurzen Abbindezeit und somit nur kurzen Verarbeitungszeit gesehen. Da es sich hier um ein sehr hartes Füllungsmaterial handelt, ist eine Revision von Glasionomerzementen sehr aufwändig (52). Zudem weisen Glasionomerzement-Sealer eine Abbindeschrumpfung auf. Dadurch kommt es zu Undichtigkeiten (Microleakage) entlang der Kanalwand, was die Langzeitprognose der Wurzelkanalfüllung herabsetzt (53).

2.3.2 Kernmaterialien

2.3.2.1 Silberstifte

Silberstifte sind aufgrund ihrer Materialeigenschaften leicht biegsam und weisen keine Schrumpfung auf. Somit können sie auch in gekrümmte Kanäle eingebracht werden (54). Allerdings besitzen sie mehrere Nachteile, die sie als Füllungsmaterial eher als ungeeignet erscheinen lassen. Aufgrund der Tatsache, dass sich Silberstifte nicht kompaktieren lassen, benötigen sie größere Mengen an Sealer um die Differenzen zwischen der Stiftform und der Kanalform auszugleichen. Da Sealer jedoch bei der Abbindereaktion schrumpfen, kommt es zu Spaltbildungen zwischen Füllungsmaterial und Kanalwand.

2. Literaturübersicht

Desweiteren können durch den Kontakt mit Körperflüssigkeit die Silberstifte korrodieren wodurch Entzündungen hervorgerufen bzw. ausgelöst werden können (55) (56).

2.3.2.2 Titanstifte

Sie sind gewebefreundlich und korrodieren nicht wie die Silberstifte. Allerdings sind Titanstifte nicht flexibel und ebenso wenig komprimierbar. Daher gilt auch für Titanstifte, dass sie kein optimales Wurzelfüllungsmaterial darstellen (49).

2.3.2.3 Kunststoffstifte

Hierbei handelt es sich um Kunststoffträger, welche mit Guttapercha ummantelt sind und vor dem Einbringen in den Kanal erwärmt werden. Dummer et al. (57) und Schäfer et al. (58) zeigten in ihren Studien, dass das Abdichtungsverhalten solcher Füllungsmaterialien nur in Verbindung mit einem Sealer zu zufriedenstellenden Ergebnissen führt.

2.3.2.4 Guttapercha

Guttapercha wird aus dem Milchsaft des Palaquium Gutta-Baum gewonnen. Das Material ist chemisch dem Naturkautschuk ähnlich. Allerdings liegt Guttapercha nicht wie Kautschuk in der cis-Form, sondern in der trans-Form vor. Guttapercha ist im kalten Zustand hart und unelastisch jedoch nicht spröde. Goodman et al. (59) fanden 1974 heraus, dass Guttapercha bei Erhitzung über 65°C von der natürlich vorkommenden alpha-Phase während der Abkühlung in die beta-Phase übergeht. In der beta-Phase ist Guttapercha bei normaler Umgebungstemperatur stabil und flexibel. In der alpha-Phase hingegen brüchig. Beta-Guttapercha ist im erhitzten Zustand allerdings nicht so fließfähig wie in der alpha-Phase (60).

Es stehen verschiedenen Möglichkeiten zur Verfügung Guttapercha als Wurzelfüllung zu verwenden. So kann der Anwender das Material sowohl kalt intrakanalär verformen und kompaktieren, als auch erwärmt und somit plastisch in den Kanal einbringen, oder es erst im Kanal thermoplastifizieren.

2. Literaturübersicht

Als alleiniges Wurzelkanalfüllmaterial bringt Guttapercha Studien (61) zufolge keine ausreichende Abdichtung. Daher sollte es nur in Kombination mit einem Pastenfüllungsmaterial (Sealer) verwendet werden. Aufgrund seiner guten Gewebeverträglichkeit und einfachen klinischen Anwendbarkeit, wird Guttapercha immer noch als Goldstandard der Wurzelfüllungsmaterialien angesehen (62).

2.4 Wurzelfüllungstechniken

Die abschließende Füllung der gereinigten und desinfizierten Kanäle hat eine dreidimensionale, stabile und bakteriendichte Versiegelung des Kanalsystems als Ziel (63). Jedes der zuvor beschriebenen Wurzelfüllmaterialien ist alleine nicht in der Lage, diesen Anforderungen gerecht zu werden (64). Daher erfolgt die Füllung selbst, in einer Kombination aus Guttapercha als festes, jedoch verformbares Kernmaterial und einem dünnflüssigen Sealer.

Während des Abfüllvorgangs soll das Wurzelfüllmaterial an die innere Geometrie des aufbereiteten Wurzelkanals adaptiert werden. Dadurch wird verhindert, dass sich Bakterien und deren Stoffwechselprodukte von koronal entlang des Kanals ausbreiten. Gleichzeitig wird auch die Penetration von Gewebsflüssigkeit von apikal in das Kanalsystem unterbunden (65) (66) (67) (68).

2.4.1 Zentralstifttechnik (Einstifttechnik)

Diese Fülltechnik sollte nur angewendet werden, wenn der aufbereitete Wurzelkanal durch den Guttaperchastift schon weitestgehend ausgefüllt wird (69). Hierfür ist es notwendig, dass der Guttaperchastift mit dem finalen Aufbereitungsinstrument formkongruent ist. Dieser sogenannte Zentralstift sollte bis auf volle Länge in den Kanal einzuführen sein und apikal der letzten Aufbereitungsgröße der Wurzelkanalinstrumente entsprechen.

2. Literaturübersicht

Bevor der Stift definitiv eingesetzt wird, wird der Wurzelkanal mit einem Sealer benetzt. Anschließend wird der eingepasste Guttaperchastift langsam bis auf volle Länge in den Wurzelkanal geschoben. Damit ist die Wurzelkanalfüllung abgeschlossen. Wenn koronal zwischen Kanalwand und Stift viel Platz sein sollte, können weitere nicht normierte Guttaperchastifte zum Auffüllen nachgeschoben werden.

2.4.2 Laterale Kompaktion

In der zahnärztlichen Praxis ist die laterale Kompaktionstechnik mit kalter Guttapercha auch heute noch die am meisten angewandte Technik und wird als Goldstandard im Vergleich zu anderen Techniken herangezogen (70). Es handelt sich hierbei um eine Erweiterung der Zentralstiftmethode. Nach der Aufbereitung der Kanäle wird ein Zentralstift (Masterpoint) ausgewählt, welcher apikal dem Durchmesser des letzten Wurzelkanalaufbereitungsinstruments entspricht. Dieser wird mit Sealer beschickt und mit einem manuellen Instrument (Fingerspreader) an die Kanalwand adaptiert. Der entstandene Hohlraum zwischen Masterpoint und Kanalwand wird nach und nach mit standardisierten Guttaperchastiften, die ebenfalls mit Sealer versehen sind, aufgefüllt. Nach jedem eingebrachten Guttaperchastift werden die Stifte mit seitlich-apikalwärts gerichtetem Druck kalt gegeneinander verformt und verdichtet, bis sich kein weiterer Guttaperchastift mehr einführen lässt. Da es sich bei Wurzelkanälen, wie vorher beschrieben, nicht um geradlinig verlaufende Kanäle handelt, stellt sich die Frage, in wie weit eine dreidimensionale Füllung mit dieser Methode möglich ist. Untersuchungen zu diesem Thema haben gezeigt, dass mit der lateralen, kalten Kompaktion Füllungen mit einer geringeren Dichte und einer schlechteren Adaptionen des Füllmaterials an die Kanalwand erreicht werden, als durch warme Fülltechniken (71) (72) (73) (74). Bei der lateralen Kompaktion treten allerdings hohe Kräfte auf, die das Risiko einer Wurzellängsfraktur begünstigen (75).

2. Literaturübersicht

2.4.3 Trägerstiftmethode (Thermafil®)

Dieses Wurzelfüllsystem basiert auf einem von alpha-Guttapercha ummantelten Kunststoffträger. Die Trägerstifte haben die gleichen ISO-Größen wie die zu dem System gehörenden Wurzelkanalaufbereitungsinstrumente. Bevor der Träger in den Kanal eingebracht wird, wird die Guttaperchaummantelung durch eine spezielle Wärmequelle erhitzt und dadurch plastisch. Der Trägerstift dient gleichzeitig als Kompaktor für die erwärmte Guttapercha und soll dafür sorgen, dass das Wurzelfüllungsmaterial in die Nischen und Seitenkanäle gepresst wird. Untersuchungen haben gezeigt, dass das Abdichtungsverhalten der Thermafil®-Technik der lateralen Kondensation gleichwertig ist (76) (77) (78).

2.4.4 McSpadden (System A)

Bei der McSpadden-Technik wird mit Hilfe eines maschinell rotierenden Kompaktors (McSpadden-Kompaktor) die Guttapercha im Wurzelkanal durch Reibungswärme plastifiziert und nach apikal transportiert. Der Kompaktor ist ähnlich einer umgekehrten Hedstroemfeile aufgebaut, jedoch sind die Schneidekanten Richtung Instrumentenspitze gerichtet (79). Michelotto et al. (80) zeigten, dass die McSpadden-Technik dichtere Wurzelfüllungen im koronalen und mittleren Wurzeldrittel erzielt als die laterale Kondensationstechnik. Im apikalen Drittel konnte jedoch keine Verdichtung der Guttapercha erzielt werden, da die Erwärmung des Füllmaterials nur unmittelbar um den Kompaktor herum stattfindet.

2. Literaturübersicht

2.4.5 Warme vertikale Kompaktionstechnik

Diese Wurzelkanalfülltechnik mit thermisch plastifizierter Guttapercha geht auf Herbert Schilder (65) zurück, der das Vorgehen erstmals 1967 beschrieben hat. Daher spricht man auch von der „Schilder-Technik“.

Kiefner beschreibt diese Technik in einem Artikel vom 21.11.2011:

„Ein passender Guttaperchastift wird bis 1mm vor Erreichen der Arbeitslänge eingeführt und hat nur in den apexnahen 3–5mm Kontakt mit der Wurzelkanalwand („tug back“-Effekt). Der Guttaperchastift wird durch Erwärmung mithilfe eines geeigneten Wärmeträgers („heatcarrier“ oder Plugger) plastifiziert, portionsweise gekürzt und mit passenden Stopfern nach apikal vertikal kompaktiert. Die thermoplastifizierte Guttapercha füllt dabei den apikalen Kanalanteil und etwaige Ramifikationen, Isthmen oder Lateralkanälchen in der apexnahen Region. Nach dieser apikal gerichteten Füllungsphase (downfill, downpack) werden anschließend Portionen von Guttapercha in den Kanal eingebracht, plastifiziert und mit geeigneten Stopfern vertikal kondensiert bis der gesamte Wurzelkanal gefüllt ist (backfill, backpack)“ (65).

Bei der warmen vertikalen Fülltechnik wird vertikal orientierter Druck auf die plastifizierte, warme Guttapercha angewandt. Dadurch wird der Adaptationsgrad des Füllungsmaterials an die Kanalwände erhöht, wodurch eine dichte, dreidimensionale Füllung erzielt wird (36) (81) (82).

Im Jahr 1988 stellte Dr. L. Stephen Buchanan die „continuous-wave-of-condensation-Technik“ (83) vor. Sie ist eine Modifikation und Vereinfachung der Schilder-Technik (84) und soll nun nachfolgend beschrieben werden.

Nach der Trocknung des Wurzelkanals wird ein passender Guttaperchastift angepasst, der 1mm vor dem Foramen physiologicum endet. Anschließend wird er mit Sealer beschickt und in den Kanal eingesetzt.

Der Stift wird dann mit einem elektrischen Hitzeplugger am Kanaleingang abgeschmolzen und die erweichte Guttapercha mit Handpluggern vertikal verdichtet.

Danach wird der abgekühlte Hitzeplugger auf die Guttapercha gesetzt, aktiviert und in einer zügigen Bewegung bis auf 3mm vor das Ende der Arbeitslänge gebracht. Dieser Vorgang sollte nicht länger als 1,5 Sek. – 3,5 Sek. dauern. Während der anschließenden 10 Sek. Abkühlphase soll apikalwärts gerichteter Druck mit dem inaktivierten Hitzeplugger

2. Literaturübersicht

aufrechterhalten werden, um der Schrumpfung der Guttapercha, die während der Abkühlung auftritt, entgegenzuwirken.

Anschließend wird ein 1 Sek. dauernder „separation burst“ durchgeführt, bei dem die Guttapercha im apikalen Bereich abgetrennt wird. Am Hitzeplugger anhaftende überschüssige Guttapercha kann dabei zeitgleich aus dem Wurzelkanal entfernt werden.

Mit Handkompaktoren wird der apikale Anteil nochmals vertikal verdichtet. Dieser Teil der Fülltechnik wird wie bei der Schilder-Technik als „Downpack“ bezeichnet.

Mit thermoplastifizierter Guttapercha können nun der mittlere und koronale Kanalanteil mittels der Injektionstechnik gefüllt werden. Dieser Schritt wird als „Backfill“ bezeichnet und schließt die Wurzelfüllung ab. Die warme vertikale Wurzelfülltechnik wurde in der Vergangenheit schon mehrfach auf ihre Qualität im Vergleich zu anderen Fülltechniken untersucht. So zeigten Aminsobhani et al. (85), dass weniger Undichtigkeiten (Voids) gesetzt wurden. Zusätzlich zeigten sie, dass die *„continuous-wave-of-condensation-Technik“* weniger Zeit benötigt als die Schilder-Technik. Anantula et al. (72) konnten ebenfalls mit ihrer Studie zeigen, dass die Anzahl an Voids bei der warmen vertikalen Fülltechnik geringer ausfällt als bei der lateralen Kompaktion. Lea et al. (71) stellten fest, dass die Dichte der Wurzelfüllung mit der warmen vertikalen Kompaktionstechnik höher ist als bei der lateralen Kompaktion. Hierzu wurden standardisierte Acrylblöcke gefüllt und anschließend gewogen. Carvalho-Sousa et al. (86) untersuchten unterschiedliche Techniken auf ihre Fähigkeit laterale Kanäle zu füllen. Auch hier konnten mit der *„continuous-wave-of-condensation-Technik“* die besten Ergebnisse erzielt werden. Weiterhin wurden Untersuchungen bezüglich der Wärmeentwicklung auf der Wurzeloberfläche während der warmen vertikalen Kompaktionstechnik durchgeführt.

Als Massgabe dienen die Erkenntnisse von Eriksson et al. (87). Sie fanden heraus, dass eine Wärmeexposition von 50°C länger als 1 Min. bzw. 47°C länger als 5 Min., irreversible Schäden am Knochengewebe verursachen kann. Dass die warme vertikale Fülltechnik für das parodontale Gewebe und den Zahn umgebenden Knochen kritische Temperaturen verursachen kann, wurde durch diverse Untersuchungen bestätigt (88) (89) (90) (91).

Lee et al. (92), Lipski et al. (93) und Romero et al. (94) konnten hingegen keinen negativen Einfluss auf das parodontale Gewebe feststellen. In ihren Versuchen blieb die Temperaturerhöhung unter der kritischen 10°C-Grenze.

2. Literaturübersicht

2.5 Hitzeplugger

Hitzeplugger, oder auch Heatplugger genannt, lassen sich in zwei Gruppen unterteilen. Zum einen gibt es kabelgebundene Geräte, die während der Anwendung an das Stromnetz angeschlossen sein müssen. Die zweite Gruppe stellen die kabellosen bzw. akkubetriebenen Geräte dar.

Hitzeplugger besitzen eine biegbare Spitze aus Edelstahl mit einem Heizdraht im Inneren, welcher elektrisch auf eine voreingestellte Temperatur erhitzt werden kann (95). Die Spitzen werden je nach Hersteller in verschiedenen ISO-Größen und unterschiedlicher Konizität (Taper) angeboten. Dadurch ist es für den Behandler möglich, bei unterschiedlichen Kanaldurchmessern mit jeweils passenden Pluggern zu arbeiten. Mittels einfacher Steckverbindungen können die Ansätze durch den Behandler schnell und unkompliziert gewechselt werden.

Die Temperaturbereiche der einzelnen Geräte liegen zwischen 150°C - 230°C (B&L alpha II) bis zu 100°C – 600°C (System B). Die Arbeitstemperatur kann individuell vom Behandler eingestellt werden. Wie in verschiedenen Studien beschrieben (96) (97) lässt sich die „*continuous-wave-of-condensation-Technik*“ bei einer Temperatur von ca. 200°C gut durchführen. Die Guttapercha wird bei dieser Temperatur sehr fließfähig und lässt sich somit gut verdichten. Am häufigsten in wissenschaftlichen Studien untersucht, wurde das Gerät System B (98) (99) (85) (100) (71) (101).

Alle derzeit auf dem Markt befindlichen Obturationsgeräte sind mit einem Display ausgestattet, welches die eingestellte Temperatur anzeigt. Untersuchungen haben allerdings ergeben, dass die angegebene Temperatur häufig nicht der tatsächlichen Temperatur an der Pluggerspitze entspricht (102) (99). Außerdem haben alle Geräte gemeinsam, dass sie, unabhängig vom verwendeten Plugger, immer das gleiche, typspezifische Heizverhalten aufweisen. Somit zeigt sich das Problem, dass bei gleicher Temperatureinstellung und gleicher Aktivierungsdauer Aufsätze mit unterschiedlichen Durchmessern unterschiedliche Temperaturen erreichen, die dann von der Geräteanzeige abweichen. So zeigten Venturi et al. (95) in ihrer Studie, dass das System B anstatt der auf dem Gerätedisplay angezeigten 250°C, am Plugger nur 160°C erreichte.

3. Ziele der Studie

3. Ziele der Studie

Die zuvor beschriebenen Eigenschaften von Hitzepluggern bezüglich ihres Heizverhaltens können Einfluss auf die Wärmeentwicklung auf der Wurzeloberfläche während der vertikalen Kompaktionstechnik haben. In einem begrenzten Maß ist es dem Behandler hierbei möglich, das Temperaturmaximum zu beeinflussen, indem die Dauer der Aktivierungszeit, je nach Auswahl der Pluggerspitze, verkürzt oder verlängert wird.

Es stellt sich für den Anwender jedoch die Frage, ob und in wie weit er sich nach der Geräteanzeige richten kann, um mit der eingestellten Temperatur zu arbeiten bzw. sie nicht zu überschreiten.

Aus dieser Fragestellung heraus ergaben sich die Ziele der vorliegenden Studie. In einem ersten Teil sollte die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung an der Hitzepluggerspitze von der jeweiligen ISO-Größe untersucht werden. In einem zweiten Teil stand die Untersuchung der Temperaturentwicklung auf der Wurzeloberfläche bei gleicher Temperatureinstellung und gleicher Pluggergröße bei drei unterschiedlichen Obturationssystemen.

4. Material und Methode

4. Material und Methode

4.1 Zahnpräparate

4.1.1 Auswahl der Präparate

Für die Versuche wurden 45 einwurzelige, humane Prämolaren aus Ober- und Unterkiefer ausgewählt. Die Zähne wurden aus parodontalen oder prothetischen Gründen extrahiert. Ausschlusskriterien für Zähne zur Aufnahme in die Studie waren vorhandene Wurzelfüllungen, bereits resizierte Wurzeln, Resorptionen auf der Wurzeloberfläche, kariöse Wurzeln, frakturierte Wurzeln, Wurzelkanäle die nicht durchgängig sondierbar waren und Zähne mit unvollständigem Wurzelwachstum.

4.1.2 Vorbereitung der Zähne

Nach der Extraktion wurden die Wurzeloberflächen von Knochen und Geweberesten mechanisch mit Kürretten und Ultraschall gereinigt. Anschließend wurden die Zähne trepaniert und mit einem Handinstrument, ISO 10 C-Pilotfeile (VDW GmbH, München, Deutschland), die Patency (Gängigkeit) der Wurzelkanäle unter Kontrolle mit einer Lupe überprüft. Insbesondere durch Verkalkungen oder anatomische Variationen kann es vorkommen, dass Wurzelkanäle nicht auf Anhieb bis zum Foramen apicale sondierbar sind. Die Patency ist daher eine notwendige Voraussetzung zur Vermeidung von Instrumentenfrakturen während der maschinellen Aufbereitung der Wurzelkanäle (103).

Bis zur Durchführung der Versuche wurden die Zähne in 0,9% NaCl-Lösung (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland) gelagert, um eine Austrocknung der Zahnhartsubstanz zu vermeiden

4. Material und Methode

4.1.3 Aufbereitung der Wurzelkanäle

Jeder Zahn wurde nach der Extraktion auf die Ausschlusskriterien in 4.1.1 hin untersucht. Die Arbeitslänge wurde unter Sichtkontrolle festgelegt, indem die Länge des Instruments gemessen wurde, wenn es gerade am Apex sichtbar wurde. Von dieser Länge wurden 0,5mm abgezogen und der gewonnene Wert als definitive Arbeitslänge verwendet.

Mit FlexiCut Handinstrumenten (VDW GmbH, München, Deutschland) wurde im Anschluss ein Gleitpfad bis ISO 15 hergestellt. Hierdurch wird der Wurzelkanal soweit erweitert, dass die maschinell betriebenen Instrumente auf einem sicheren Weg durch den Kanal gleiten und arbeiten können. Anschließend wurde der Kanal mit NaOCl 3% (Wunderlichs Apotheke, München, Deutschland) gespült, um Abrieb und Gewebsreste herauszulösen.

Die vollständige Aufbereitung erfolgte maschinell mittels VDW Gold Motor (VDW GmbH, München, Deutschland) mit rotierenden Mtwo Nickel-Titan-Instrumenten (VDW GmbH, München, Deutschland). Für jedes Instrument wurde vor dem Einsatz die vom Hersteller empfohlene Umdrehungszahl und das für die jeweilige Feile vom Hersteller empfohlene Drehmoment am Motor eingestellt.

Die Instrumentenabfolge war für jeden Wurzelkanal gleich und wurde wie in Tabelle IV dargestellt festgelegt:

Tabelle IV:

	<u>ISO-Größe</u>	<u>Konizität (%)</u>	<u>Arbeitslänge</u>	<u>Drehmoment (Ncm)</u>
1.	10	4	volle Länge	1,2
2.	15	5	volle Länge	1,3
3.	20	6	volle Länge	2,1
4.	25	6	volle Länge	2,3
5.	30	5	volle Länge	1,2
6.	35	4	volle Länge	1,2
7.	40	4	volle Länge	1,6

Tabelle IV zeigt die Reihenfolge der verwendeten Instrumente für die maschinelle Aufbereitung der Wurzelkanäle. Zusätzlich sind die Daten der einzelnen Instrumente dargestellt.

4. Material und Methode

Die Instrumente sind von Werk aus mit einem Silikonstopper ausgestattet, der auf die zuvor ermittelte Arbeitslänge eingestellt wurde. Jede Feile wurde mit Glyde EDTA-Gel (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) als Gleitmittel beschickt und rotierend in den Wurzelkanal eingebracht. Durch diese Maßnahmen wird das Frakturrisiko der Feilen weiter reduziert, da somit ein Verkeilen des Instruments im Kanal vorgebeugt wird. Als Aufbereitungsmethode wurde die „single-length-Technik“ gewählt. Bei dieser Vorgehensweise wird jedes Instrument mit leicht bürstenden Bewegungen bis auf volle Länge in den Wurzelkanal eingebracht. Nach jedem Feileneinsatz wurde der Wurzelkanal mit NaOCl 3% (Wunderlichs Apotheke, München, Deutschland) gespült, um Debris und verbliebene Gewebsreste heraus zu lösen und somit ein Verblocken des Kanalsystems zu vermeiden. Nach jeder zweiten Feile wurde die Patency mit Handinstrumenten überprüft, um zu gewährleisten, dass der Kanal auch bis auf die festgelegte Arbeitslänge aufbereitet und später abgefüllt werden kann. Nach der maschinellen Reinigung wurde der Wurzelkanal abschließend mit 0,9% NaCl-Lösung (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland) gespült.

4. Material und Methode

4.1.4 Vorbereitung der Zähne für die Versuche

Jeder einzelne Zahn wurde abschließend noch an einer Aluminiumleiste mit den Abmessungen 21cm x 1,2cm x 0,2cm mit Tetric EvoFlow-Composite (IvoclarVivadent GmbH, Liechtenstein, Liechtenstein) befestigt (Abb.1). Diese diente als Halterung für die Zähne während der Versuche. Für einen besseren Haftverbund wurden die Aluminiumleisten an einem Ende mechanisch angeraut. Die Zähne wurden hierfür an der Krone mit 36% Phosphorsäuregel (M+W Dental, Büdingen, Deutschland) angeätzt und mit Scotchbond (3M ESPE, Neuss, Deutschland) als Haftvermittler vorbehandelt. Bis zur Versuchsdurchführung wurden die Zähne wieder in 0,9% NaCl-Lösung gelagert damit die Zahnhartsubstanz nicht austrocknet.



Abb.1: Die Abbildung zeigt einen Zahn welcher mit Tetric EvoFlow an einer Aluminiumleiste befestigt ist. Diese dient als Halterung für die Zähne während der Versuche.

4. Material und Methode

4.2 Obturationssysteme

In der vorliegenden Studie wurde die Temperaturentwicklung durch drei verschiedene Obturationssysteme untersucht, System B (SybronEndo, Orange, USA), Elements Obturation Unit (EOU) (SybronEndo, Orange, USA) und System Super Endo alpha II (B&L BioTech, Ansan, Südkorea).

4.2.1 System B

Das System B (SybronEndo, Orange, USA) (Abb.2) gehört zu den am längsten auf dem Markt erhältlichen Hitzepluggergeräten. Dieses Gerät gehört zu der Gruppe der akkubetriebenen Geräte und wird über ein Netzteil aufgeladen. Die Betriebstemperatur kann von 100°C bis 600°C eingestellt werden. Die Aufsätze werden in ein Spannfutter gesteckt und per Hand festgedreht. Somit sitzt der Aufsatz fest im Handstück und das Gerät kann verwendet werden.



Abb2. : System B (SysB) [A]

4. Material und Methode

4.2.2 Elements Obturation Unit (EOU)

Die Elements Obturation Unit (EOU) (SybronEndo, Orange, USA) (Abb.3) ist die Weiterentwicklung des o.g. System B. Dieses Gerät bildet eine Einheit aus einem kabelgebundenem Hitzeträger sowie einem kabelgebundenem, motorgetriebenen Guttaperchaextruder für die warme vertikale Wurzelfüllung. Aufgrund der notwendigen Stromversorgung während der Anwendung wird es zu den kabelgebundenen Geräten gezählt. Die Betriebstemperatur lässt sich von 100°C bis auf eine maximale Temperatur von 600°C einstellen.

Bei dieser Weiterentwicklung werden die Aufsätze nicht mehr festgeschraubt, sondern können einfach aufgesteckt werden.

Für das System B und die Elements Obturation Unit stehen dieselben Pluggeraufsätze in sechs verschiedenen ISO-Größen zur Verfügung (Abb.4).



Abb.3: Elements Obturation Unit (EOU) [B]



Abb.4: Pluggeraufsätze für das System B und das EOU [C]

4. Material und Methode

4.2.3 Super Endo alpha II

Das System Super Endo alpha II (B&L BioTech, Ansan, Südkorea) ist ein akkubetriebener, kabelloser Hitzeplugger (Abb.5), welcher über eine separate Ladestation aufgeladen wird. Die Temperatur kann auf 150°C, 180°C, 200°C oder 230°C eingestellt werden. Für das Super Endo alpha II gibt es neun Aufsätze in verschiedenen ISO-Größen, welche einfach aufgesteckt werden. Abb.6 zeigt exemplarisch einen Aufsatz. Dieses Gerät wurde für die Studie ausgewählt, da der Frage nachgegangen werden sollte, ob ein rein akkubetriebenes Gerät die gleiche Heizleistung erbringen kann wie die kabelgebundenen Geräte.



Abb.5: B&L Super Endo alpha II [D]



Abb.6: Pluggeraufsatz für B&L Super Endo alpha II [E]

4.3 Temperaturmessung an der Pluggerspitze und auf der Wurzeloberfläche

Alle Temperaturmessungen wurden mit Hilfe eines kontaktlosen Infrarotmessverfahrens vorgenommen.

Infrarot-Temperaturmessungen beruhen auf folgendem Prinzip: Jeder Körper sendet infrarote Strahlung aus. Die Menge ist abhängig von der jeweiligen Temperatur. Eine Änderung der Temperatur geht somit auch mit einer Änderung der Intensität der Strahlung einher.

4. Material und Methode

Die Intensität dieser Strahlung ist wiederum abhängig vom Material des Objekts und wird durch den Emissionsgrad beschrieben. Jedes Material besitzt somit einen spezifischen Emissionsgrad.

Moderne Infrarotmesskameras können diese Eigenschaften der infraroten Strahlung in ein elektrisches Signal umsetzen (104) und dadurch unterschiedliche Temperaturbereiche in Form von Bildern oder Videos sichtbar machen.

Für die Versuche der vorliegenden Arbeit wurde eine Infrarotkamera thermoIMAGER TIM (MicroEpsilon Messtechnik, Ortenburg, Deutschland) eingesetzt (Abb.7). Die Kamera kann einen Spektralbereich von $7,5\mu\text{m} - 13\mu\text{m}$ erfassen und hat dabei eine Messgenauigkeit von $\pm 2^\circ\text{C}$. Insgesamt kann mit dem Gerät ein Temperaturbereich von -20°C bis 900°C abgedeckt werden.

Über ein USB-Kabel wird sie mit einem Computer verbunden, auf dem vorher die zugehörige Auswertungssoftware TIMconnect (MicroEpsilon Messtechnik, Ortenburg, Deutschland) installiert wurde. Mit dem Programm lassen sich wichtige Einstellungen, wie zum Beispiel Temperaturbereich, Emissionsgrad, Messfeld und Temperatureinheit festlegen.

Zudem lassen sich Videos der Temperaturverteilung während der Versuche in Echtzeit aufnehmen und zur Dokumentation abspeichern.



Abb.7: Die Abbildung zeigt die für die Versuche verwendete Infrarotkamera thermoIMAGER TIM [F]

4. Material und Methode

4.4 Temperaturmessungen

4.4.1 Versuchsaufbau

Damit die einzelnen Messdurchläufe möglichst unter gleichen Bedingungen stattfinden und somit die Ergebnisse auch vergleichbar sind, wurde eine Box aus Plexiglas angefertigt, in dessen Inneren die Messungen stattfanden.

Die Wände der Box hatten eine Stärke von 3mm. Die Abmessungen des Kastens betrugen: H: 35cm x L: 50cm x T: 30cm.

Auf der linken Stirnseite wurde in einer Höhe von 15cm, mittig auf der Fläche, eine Öffnung der Größe 10cm x 10cm herausgesägt. Durch diese Öffnung konnte die Infrarotkamera (MicroEpsilon Messtechnik, Ortenburg, Deutschland), die auf dem dazugehörigen Stativ befestigt wurde und auf der Außenseite aufgestellt war, in das Innere ragen, um die Messungen durchzuführen (Abb.8).

Auf der Vorderseite wurden zwei übereinander angeordnete Fenster herausgeschnitten. Das obere Fenster der Größe 14cm x 14cm diente dazu, für die Versuche mit einer Hand in die Box zu gelangen.

Im Abstand von 3cm vom unteren Rand dieses Fensters, wurde ein 4cm hoher und 25cm langer, waagerechter Schlitz angelegt (Abb.9). Durch den Schlitz konnten die Hitzeplugger bzw. die Zähne anschließend für die Versuchsreihen in die Box gesteckt werden, um die Messungen durchzuführen. Da die Kamera nicht bewegt werden konnte, war durch den Schlitz die Möglichkeit gegeben, die Feinfokussierung durch verringern oder vergrößern des Abstandes des jeweiligen Messobjekts zur Kamera durchzuführen, falls das Fokussieren über das Objektiv hierfür nicht ausreichen sollte.

Die Aussparungen wurden von der Innenseite mit schwarzen Moosgummilippen abgedichtet, um Luftzug und Temperaturänderungen durch Luftaustausch zu verhindern. Die restliche Box wurde abschließend mit schwarzem Karton ausgekleidet. Hierdurch sollten Lichtreflexionen vermieden werden, die die Messergebnisse verfälschen könnten. Vor dem Schlitz auf der Vorderseite, ebenfalls auf der Außenseite des Kastens, wurde ein Schraubstock (suki.international GmbH, Landscheid, Deutschland) platziert. Die zu

4. Material und Methode

testenden Geräte und die im zweiten Teil der Arbeit untersuchten Zähne, wurden für die Durchführung in den Stock eingespannt und fixiert.

Die Registrierung und Auswertung der Temperaturmessungen erfolgte mit der zur Kamera kompatiblen Software TIMconnect (MicroEpsilon Messtechnik, Ortenburg, Deutschland).



Abb.8: Plexiglasbox in der Aufsicht, ohne Abdunkelung durch Karton und ohne Abdichtung durch Moosgummi. Am linken Bildrand ist die Infrarotkamera zu erkennen. Am unteren Bildrand ragt von der Außenseite ein Zahn, befestigt an einer Aluminiumstange, in das Innere der Box.

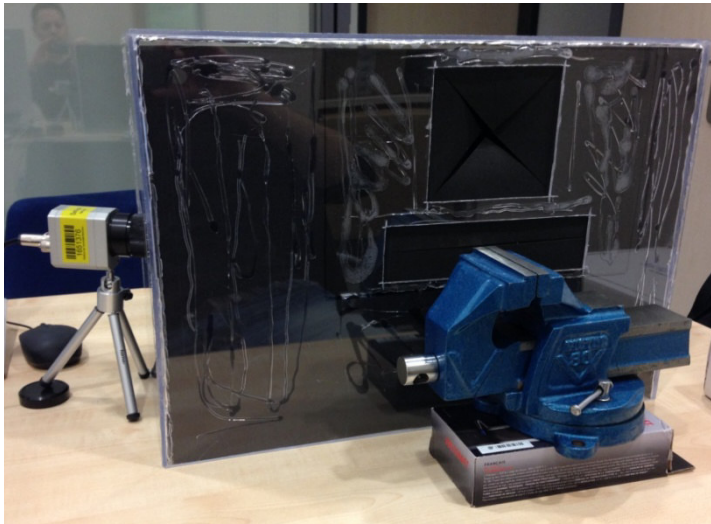


Abb.9: Plexiglasbox in der Frontalansicht, ausgekleidet mit schwarzem Karton. Auf der linken Seite ist die Infrarotkamera zu erkennen. Im Vordergrund steht der Schraubstock, in welchem die Versuchsobjekte fixiert wurden.

4. Material und Methode

4.4.2 Temperaturmessungen an den Hitzepluggern

Um zu überprüfen, ob die eingestellten Temperaturen der einzelnen Geräte mit denen auf dem jeweiligen Display angezeigten übereinstimmen, wurde jedes der drei Hitzepluggengeräte mit jedem Pluggeraufsatz in sieben Durchläufen ($n=7$) einzeln gemessen.

Die Hitzepluggers wurden, wie in 4.4.1 beschrieben, durch den auf der Vorderseite der Plexiglasbox befindlichen Schlitz in das Innere der Box geführt und durch den Schraubstock in Position gehalten. Die Infrarotkamera wurde nun auf den Hitzepluggers ausgerichtet. Über die Kamerasoftware konnte auf dem Computerbildschirm das übertragene Videobild nachverfolgt und die Kamera eingestellt werden (Abb.10). Zur Kontrolle der korrekten Temperaturanzeige wurde das hochsensible Kontaktthermometer PL-120 T1 (Votcraft, Wollerau, Schweiz) eingesetzt. Das Thermometer wurde an die Spitze des nicht aktivierten Hitzepluggers gehalten und mit den Messwerten auf dem Bildschirm verglichen. Da die Messungen der Kamera, bei Werkseinstellung der Software, mit denen des Thermometers nicht deckungsgleich waren, musste zuvor noch der Emissionsgrad für die Pluggeraufsätze ermittelt werden. Hierzu wurde in den Konfigurationseinstellungen der Software solange der Emissionsgrad reduziert, bis die angezeigte Temperatur von Thermometer und Infrarotkamera übereinstimmten. Für die Hitzepluggeraufsätze wurde ein Emissionsgrad von 0,700 festgestellt und für die Versuche verwendet.

Da die Kamera ein Echtzeitvideo der Messungen liefert, wurde eine dynamische Suche nach dem wärmsten Punkt (Hot-Spot) ausgewählt. Durch diese Einstellung wurde automatisch und kontinuierlich durch die Kamera die wärmste Stelle auf dem Messobjekt dargestellt. Somit war es möglich, den Verlauf der Erwärmung/ Abkühlung zu verfolgen. Das Messfeld, in dem diese sogenannte Hot-Spot-Suche stattfand, konnte ebenfalls mit der Software festgelegt werden und wurde derart eingerichtet, dass nur der erhitzbare Anteil der Pluggerspitze erfasst wurde.

Das Einstellen und Überprüfen der angezeigten Temperatur wurde nach jedem Wechsel des Hitzepluggers, sowie für jedes Obturationssystem wiederholt.

4. Material und Methode

Zu Beginn der einzelnen Messungen wurde auf der Bedienoberfläche des Computerprogramms die Aufnahmefunktion betätigt und anschließend der Hitzepluggen per Hand aktiviert. Bezugnehmend auf die in 2.4.5 beschriebene „*continuous-wave-of-condensation-Technik*“ nach Dr. L. Stephen Buchanan, wurde die Aktivierungsdauer auf 3 Sek. festgelegt. Die Zeit wurde mit einer separaten Stoppuhr (Apple, Cupertino, USA) gemessen. Jeder einzelne Aufsatz wurde siebenmal hintereinander gemessen ($n=7$). Zwischen zwei aufeinanderfolgenden Aktivierungen wurde jeweils gewartet, bis der Hitzepluggen auf Raumtemperatur abgekühlt war. Die einzelnen Messungen wurden in Abständen von 0,1 Sek. von der Kamerasoftware aufgezeichnet und direkt im Anschluss als radiometrische Videos im „.ravi-Format“ abgespeichert. Nachfolgend konnten diese Dateien von der Software zusätzlich als Temperatur-Zeit-Diagramme im „.dat-Format“ abgespeichert werden, aus denen dann die Schaubilder in 5.1 und 5.2 erstellt werden konnten.

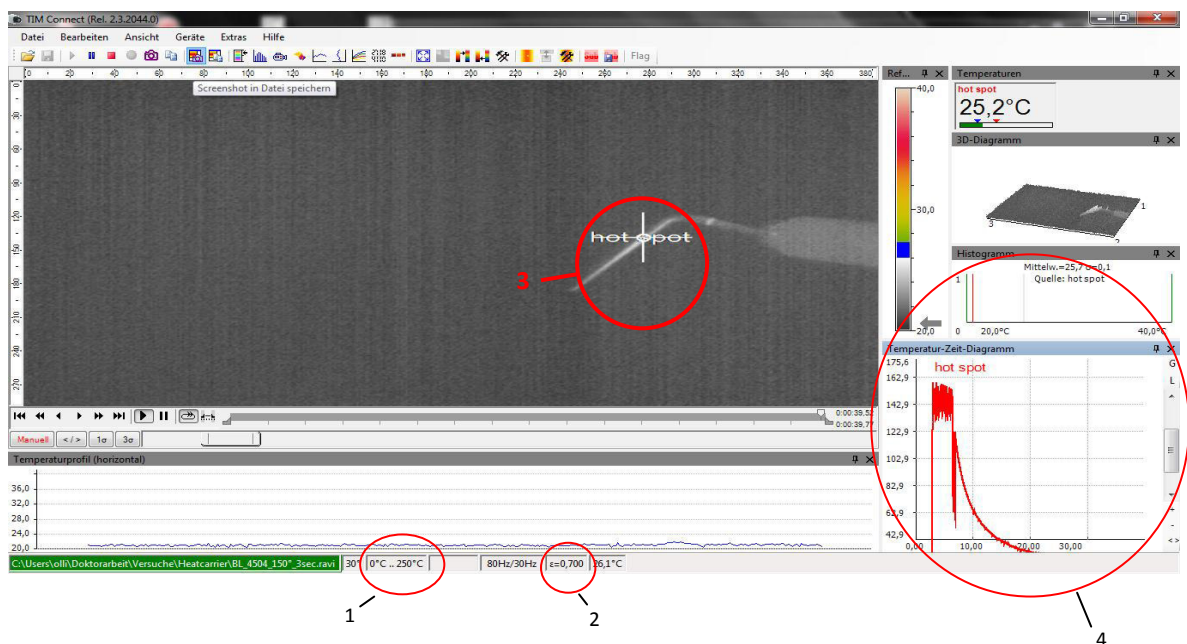


Abb.10: Screenshot der Softwareoberfläche von TIMconnect während der Messung des B&L 45.04

- 1: Temperaturbereich
- 2: Emissionsgrad
- 3: Hot-Spot-Suche
- 4: Temperatur-Zeit-Diagramm

4. Material und Methode

Die nachfolgenden Abbildungen 11 - 15 zeigen exemplarisch am Beispiel des B&L Super Endo alpha II mit der Pluggergröße 55/.08 die Hitzeentwicklung auf dem Pluggeraufsatz bei der Anwendung.

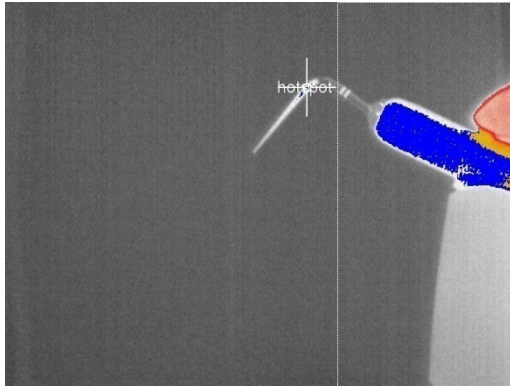


Abb. 11: B&L alpha II 55/.08 vor der Aktivierung

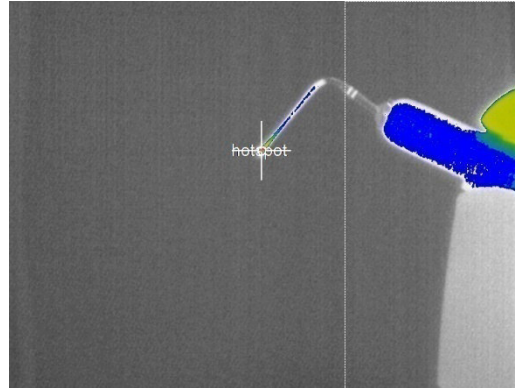


Abb.12: B&L alpha II 55/.08 zu Beginn der Aktivierung

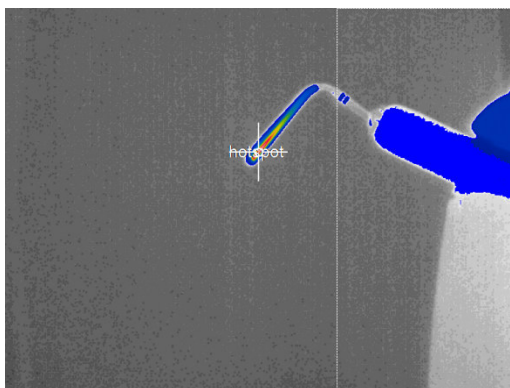


Abb.13: B&L alpha II 55/.08 nach 3 Sek. Aktivierung

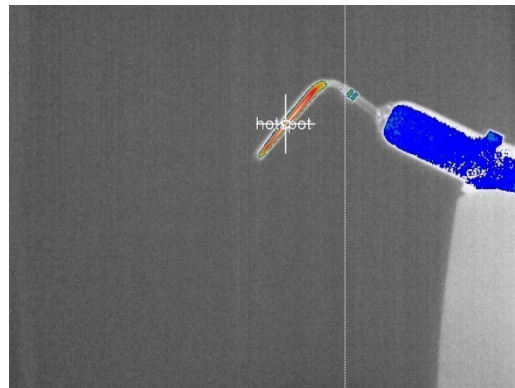


Abb.14: B&L alpha II 55/.08 10 Sek. nach Aktivierungsende

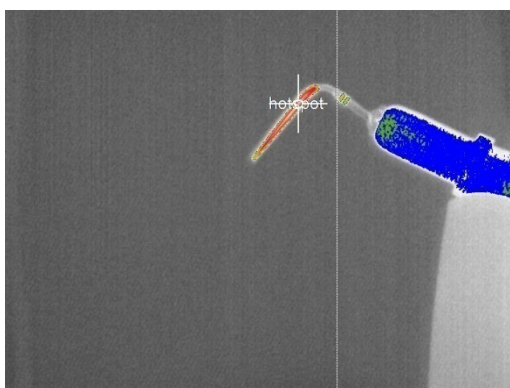


Abb.15: B&L alpha II 55/.08 20 Sek. nach Aktivierungsende

4. Material und Methode

Durch die „Hot Spot“-Funktion der Infrarotkamera wird fortlaufend und in Echtzeit der heißeste Messpunkt am Objekt angezeigt. Somit kann die Erhitzung und die Abkühlung des Pluggers nachvollzogen werden, auch wenn der Punkt der größten Erwärmung am Messobjekt seine Lokalisation verändert.

Die Tabellen I-III zeigen zusammenfassend die Einstellungen der Kamerasoftware für die einzelnen Geräte und die verwendeten Pluggeraufsätze.

Tabelle I:

<u>Elements Obturation Unit (SybronEndo)</u>	
Temperatureinheit	Celsius (°C)
Temperaturbereich	0°C ... 250°C
Pluggergrößen	30/.04, F/.06, FM/.08, M/.10
Emissionsgrad	0,700

Tabelle II:

<u>System B (SybronEndo)</u>	
Temperatureinheit	Celsius (°C)
Temperaturbereich	0°C ... 250°C
Pluggergrößen	30/.04, F/.06, FM/.08, M/.10
Emissionsgrad	0,700

Tabelle III:

<u>B&L SuperEndo alpha II (B&L BioTech)</u>	
Temperatureinheit	Celsius (°C)
Temperaturbereich	0°C ... 250°C
Pluggergrößen	40/.04, 55/.06, 55/.08, 55/.10
Emissionsgrad	0,700

4. Material und Methode

4.4.3. Temperaturmessung auf der Wurzeloberfläche

4.4.3.1 Vorbereitung der Messungen

Der Versuchsaufbau ist bis auf die zu untersuchenden Objekte identisch mit im Kapitel 4.4.2 beschriebenen Aufbau.

Über die an den Zähnen befestigten Aluminiumleisten konnten sie, analog zu den Hitzepluggern aus 4.4.2, im Schraubstock fixiert und in das Innere der Plexiglasbox eingeführt werden.

Vor den Messungen wurden die Zähne randomisiert in drei Gruppen à 15 Zähne aufgeteilt. Anschließend wurde unmittelbar vor dem Versuch eine Zahnprobe aus der 0,9% NaCl - Lösung (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland) genommen und der Wurzelkanal mit Papierspitzen (Roeko, Coltène/Whaledent GmbH & Co. KG, Langenau, Deutschland) getrocknet. Mit dem jeweiligen Hitzepluggeraufsatz des zu testenden Geräts wurde kontrolliert, ob dieser bis auf 3 - 4mm vor die jeweils aufbereitete Länge kommt und die Länge durch einen Silikonstopper auf dem Plugger markiert.

Für das System B und das System EOU wurde der Pluggeraufsatz der Größe 30/.04 gewählt, für das System B&L Super Endo alpha II der Aufsatz der Größe 40/.04.

Gemäß der letzten Aufbereitungsgröße (ISO 40/.04) wurde nun ein Guttaperchastift (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) der gleichen Größe und Konizität in den Kanal eingepasst. Hierzu wurde der Guttaperchastift in seiner Länge derart gekürzt, dass er 1mm kürzer war als die festgelegte Arbeitslänge. Danach wurde der vorbereitete Stift mit dem Sealmaterial AH-Plus® (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) beschickt, in den Kanal eingebracht und mit dem Hitzeplugger auf Höhe des Kanaleingangs abgetrennt. Die dadurch leicht erwärmte Guttapercha wurde anschließend mit Handkompaktoren (B&L Biotech, Ansan, Südkorea) verdichtet. Der so vorbereitete Zahn wurde nun über seine Aluminiumleiste im Schraubstock (suki.international GmbH, Landscheid, Deutschland) fixiert und in das Innere der Versuchsbox gehalten. Wie schon in 4.4.2 beschrieben, wurde auch bei den Versuchsreihen der Zähne mittels des Kontaktthermometers, die von der Kamera gemessene Temperatur überprüft und über

4. Material und Methode

die Einstellung des Emissionswerts korrigiert. Für die Zähne, im Speziellen für die Wurzeloberfläche, hat sich hierbei ein Emissionswert von 0,900 ergeben.

Das Messfeld der Kamera wurde auf die für die Arbeit relevante Region des Zahnes, die Wurzel, eingestellt.

Um die gleiche Ausgangstemperatur auf der Wurzeloberfläche zu erlangen wie sie auch beim Menschen im Mund vorliegt, wurde die Box mittels einer Warmluftquelle (Braun, Kronberg/Taunus, Deutschland) auf ca. 36°C - 37°C erwärmt und mit dem Start der Versuchsdurchführung gewartet, bis die Zahnwurzel ebenfalls die Temperatur angenommen hatte.

4.4.3.2 Durchführung der Messungen

Zu Beginn der Messung wurde die Aufnahmefunktion der Kamerasoftware TIMconnect (MicroEpsilon Messtechnik, Ortenburg, Deutschland) betätigt und die Stoppuhr (Apple, Cupertino, USA) eingeschaltet. Danach wurde der Hitzeplugger auf 200°C Betriebstemperatur eingestellt, durch die obere Aussparung in die Box zum Zahn geführt und an der Guttapercha angesetzt. Der Hitzeplugger wurde nun für 3 Sek. aktiviert und währenddessen in einer kontinuierlichen Bewegung nach apikal bewegt, bis die Längenmarkierung erreicht war. In der anschließenden Abkühlphase wurde für 10 Sek. der Druck apikalwärts aufrechterhalten, um einer Schrumpfung der Guttapercha entgegen zu wirken. Im Anschluss an die Abkühlphase wurde für 1 Sek. ein sogenannter „separation burst“ gesetzt. Hierbei wird der Hitzeplugger für eine Sekunde aktiviert und trennt dadurch die apikalen 3 - 4mm Guttapercha ab, welche als „Down-Pack“ im Wurzelkanal verbleiben und das apikale Kanaldrittel versiegeln. Die restliche Guttapercha bleibt am erkalteten Teil des Pluggers kleben und wird zeitgleich mit dem Entfernen des Hitzepluggers aus dem Kanal entfernt.

Analog zur Studie von Eriksson et al. (87) wurde die Temperatur jeweils für eine Minute aufgezeichnet. Nach jeder Messung wurde das radiometrische Video im „ravi-Format“ abgespeichert. Zusätzlich wurden auch hier wieder die zugehörigen Temperatur-Zeit-

4. Material und Methode

Diagramme im „.dat-Format“ archiviert, aus denen später die Schaubilder generiert werden konnten.

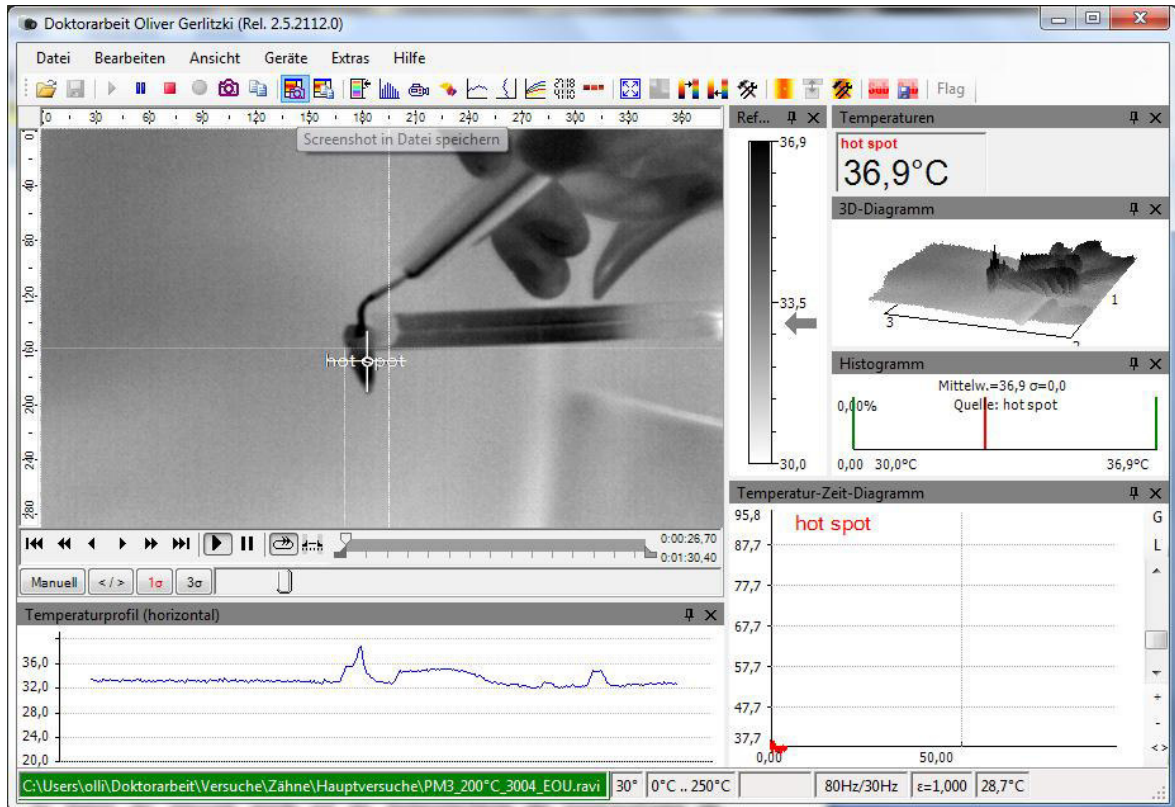


Abb.16: Screenshot von der Kamerasoftware zu Beginn eines Durchlaufs

Abb.16 zeigt einen exemplarischen Screenshot zu Beginn der Messungen mit dem System EOU 30/.04. Gut erkennbar ist die Aluminiumhalteleiste, an der der Zahn befestigt ist, das Messfeld mit dem Hot-Spot-Sucher welches auf die Wurzel begrenzt ist und die Hand, die den Plugger zum Zahn führt.

4. Material und Methode

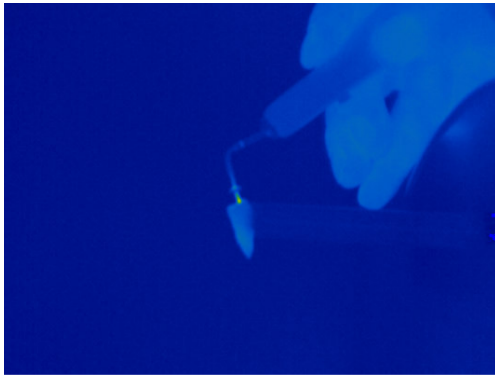


Abb.17: B&L alpha II 40/.04 vor Aktivierung

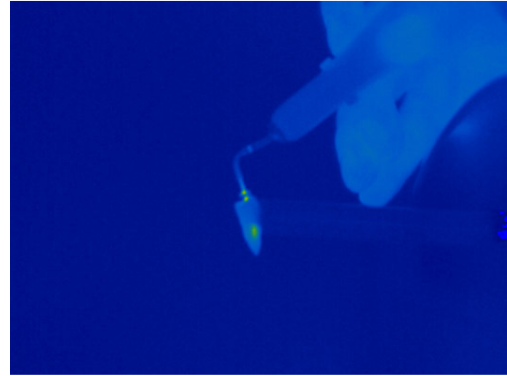


Abb.18: B&L alpha II 40/.04 zu Beginn der Aktivierung

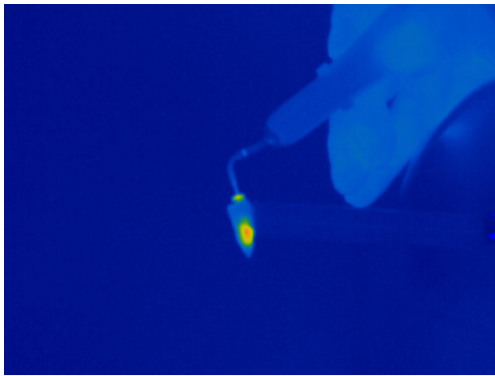


Abb.19: B&L alpha II 40/.04 nach 3 Sek. Aktivierung

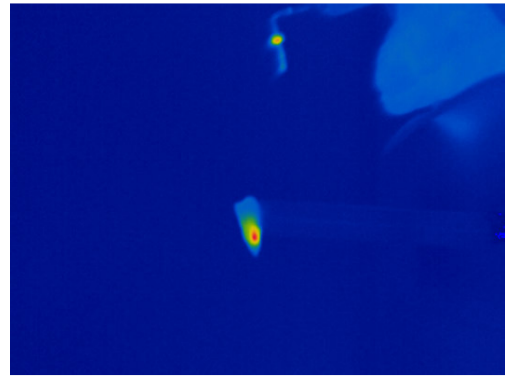


Abb.20: B&L alpha II 40/.04 nach dem separation burst

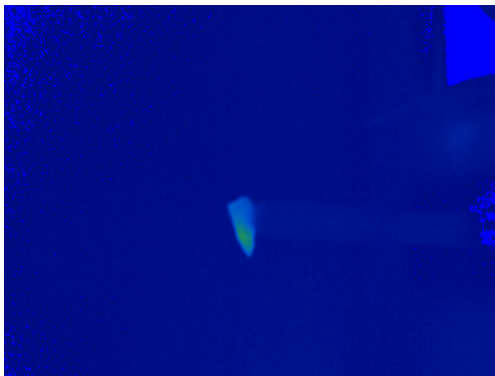


Abb.21: B&L alpha II 1 Minute nach der Anfangsaktivierung

Die Abbildungen 17 – 21 zeigen am Beispiel des System B&L Super Endo alpha II mit der Pluggergröße 40/.04 die Temperaturmessung auf der Wurzeloberfläche während der warmen vertikalen Kompaktion.

4. Material und Methode

4.5 Statistische Auswertung

Datenauswertung der Pluggermessungen

Für die Auswertungen wurden die Mittelwerte der Temperaturmaxima (T_{\max}) herangezogen, die nach 3 Sek. Aktivierungszeit gemessen wurden. Zusätzlich wurde die Zeit gemessen bis T_{\max} erreicht war (t bis T_{\max}).

Für jede Gruppe (s. 4.4.2) wurde der Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD) gebildet. Unterschiede mit einer $p < 0,05$ wurden als signifikant betrachtet. Die Berechnung erfolgte mittels Games-Howell-Test.

Datenauswertung der Messungen auf der Wurzeloberfläche

Für die statistische Auswertung wurden die Mittelwerte der Temperaturmaxima nach 3 Sek. Aktivierungszeit ($T_{\max 0}$) sowie die Mittelwerte der Temperaturmaxima 1 Minute nach Aktivierung ($T_{\max 1}$) verwendet. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Geräten lag vor, wenn $p < 0,05$ war. Die Berechnung erfolgte mittels Kolmogoroff-Smirnov-Test.

5. Ergebnisse

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Temperaturmessungen an der Arbeitsspitze

5.1.1 Vorversuche

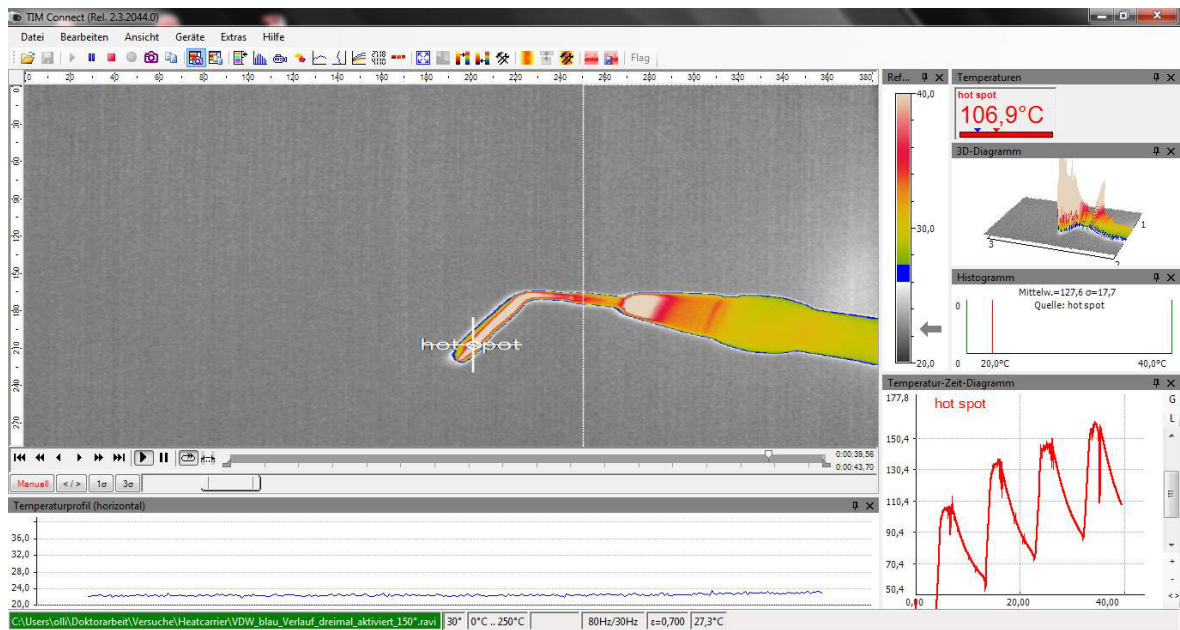


Abb.22: Screenshot der Vorversuche. Rechts unten ist die Summation der Erhitzung deutlich zu erkennen.

Abb.22 zeigt den Screenshot der Vorversuche mit einem Hitzepluggler. Die Pluggertemperatur wurde auf 150°C eingestellt. Anschließend wurde das Gerät viermal hintereinander für 3 Sek. aktiviert. Zwischen den Heizphasen wurde eine Abkühlzeit von 3 Sek. eingehalten. In der rechten unteren Bildecke ist das Temperatur-Zeit-Diagramm mit der Summation der Wärmeentwicklung zu erkennen.

5. Ergebnisse

5.1.2 System B (Sys B)

Größe 30/.04:

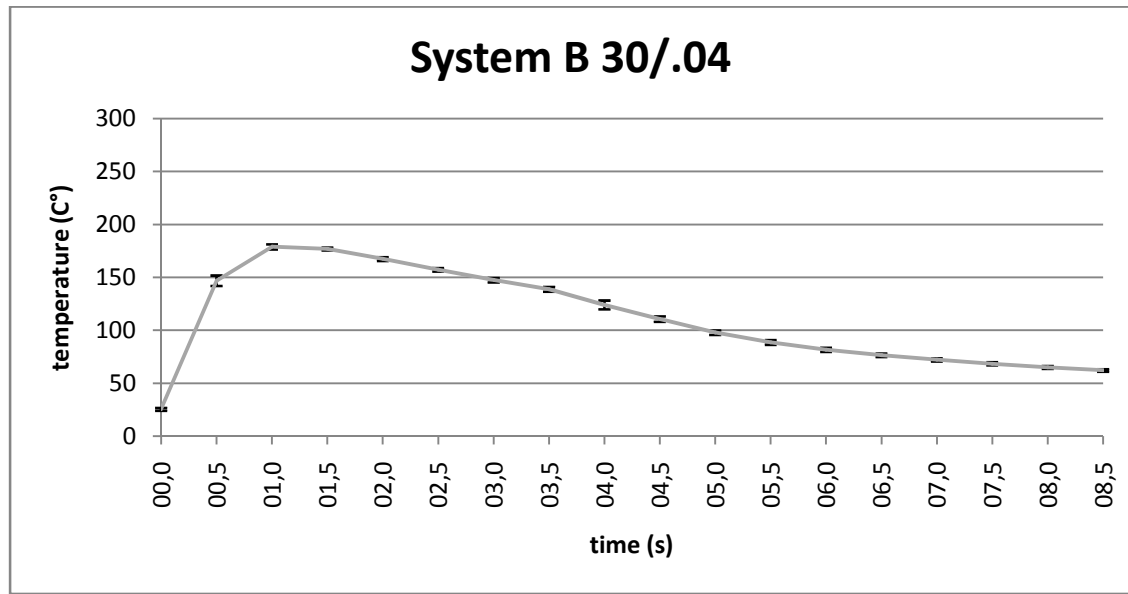


Abb.23: Temperaturverlauf des System B 30/.04 bei 3 Sek. Aktivierung

Abb.23 zeigt, dass die gewählte Temperatur von 200°C mit der Pluggergröße 30/.04 nicht erreicht wurde. Ab einer Temperatur von ca. 120°C wird der Aufheizprozess zudem langsamer und fällt nach Erreichen der maximalen Temperatur noch während der Aktivierung wieder ab. Die maximale gemessene Temperatur beträgt 184,2°C. Mit 180,47°C liegt der Mittelwert für Tmax um 9,02% unter der am Gerät eingestellten Temperatur von 200°C. Tmax wurde nach 0,82 Sek. erreicht.

Tabelle V:

Plugger	Tmin	Tmax	MW	t bis Tmax
30/.04	178,6°C	184,2°C	180,47°C	0,82 Sek.

5. Ergebnisse

Größe F/.06:

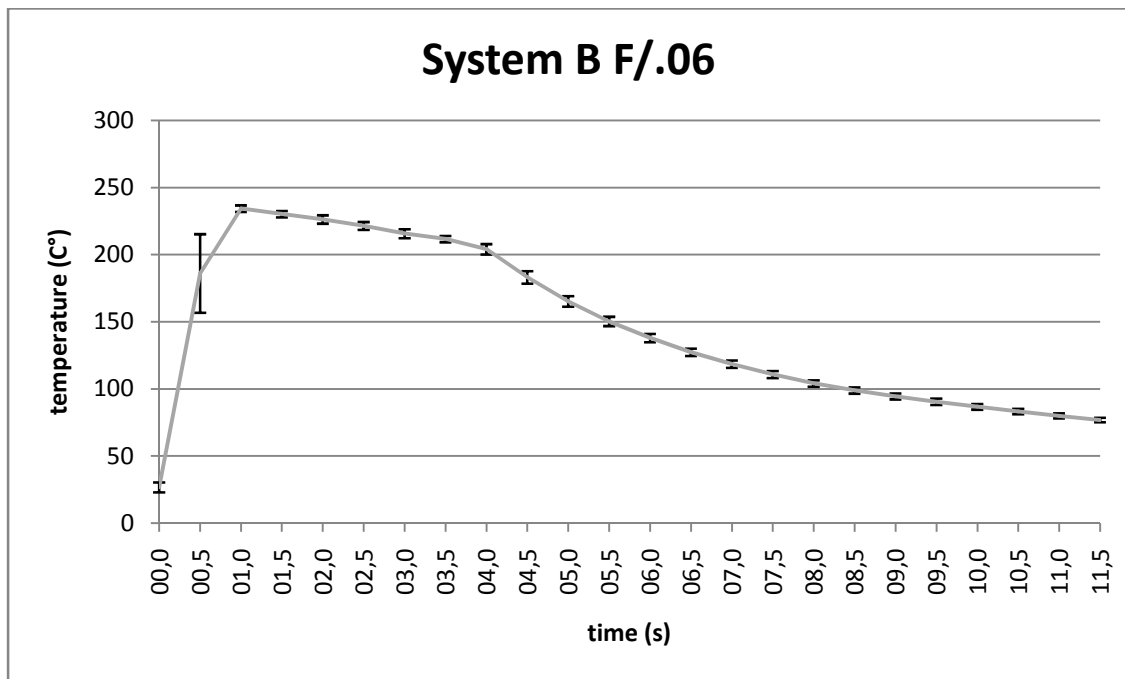


Abb.24: Temperaturverlauf des System B F/.06 bei 3 Sek. Aktivierung

Abb.24 zeigt den Temperaturverlauf für den Plugger F/.06. Die gemessene Temperatur geht über die eingestellten 200°C hinaus. Der Mittelwert für die maximale Temperatur liegt bei 235,07°C. Der Heizverlauf ist bis ca. 150°C steil und konstant. Danach steigt die Temperatur bis Tmax etwas langsamer. Schon während der Aktivierungsphase kann die Hitze nicht gehalten werden. Das absolute Temperaturmaximum wurde bei den Durchläufen bei einem Wert von 239,1°C gemessen.

Der Mittelwert für Tmax ist mit 235,07°C um 17,53% höher als die am Gerät eingestellten 200°C. Tmax wurde nach 0,87 Sek. erreicht.

Tabelle VI:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
F/.06	231,3°C	239,1°C	235,07°C	0,87Sek.

5. Ergebnisse

Größe FM/.08:

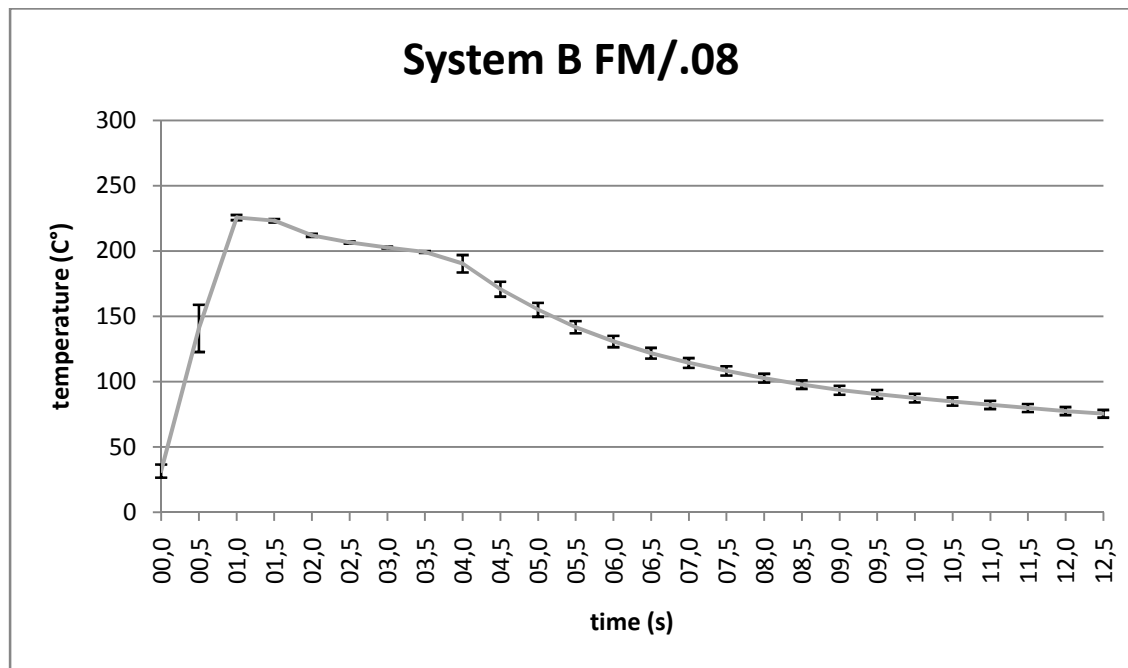


Abb.25: Temperaturverlauf des System B FM/.08 bei 3 Sek. Aktivierung

In Abb.25 sind die Ergebnisse für den Plugger FM/.08 dargestellt. Die Kurve geht deutlich über die eingestellten 200°C hinaus.

Das Heizverhalten bis zum Erreichen von T_{max} ist konstant und wurde nach 0,95 Sek. erreicht. Schon während der Aktivierungsphase kann die Hitze nicht gehalten werden und fällt wieder ab.

Der Mittelwert für T_{max} liegt bei 228,94°C, dies sind 14,47% mehr als das Gerät anzeigt.

Die Zeit bis T_{max} erreicht war betrug 0,95 Sek.

Tabelle VII:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
FM/.08	228,3°C	230,1°C	228,94°C	0,95 Sek.

5. Ergebnisse

Größe M/.10:

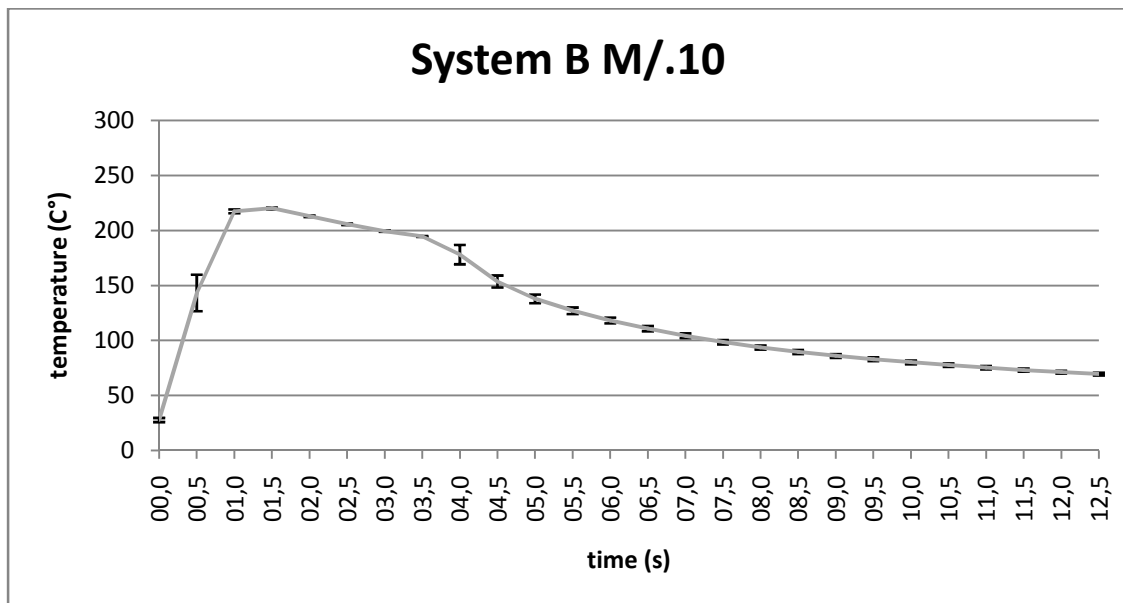


Abb.26: Temperaturverlauf des System B M/.10 bei 3 Sek. Aktivierung

Abb.26 zeigt das Schaubild der Pluggergröße M/.10. Der am Gerät eingestellte Wert von 200°C wird wieder übertroffen. Mit diesem Aufsatz dauerte das Erreichen von T_{max} 1,11 Sek. Der Mittelwert für T_{max} lag bei 221,71°C. Das absolute Temperaturmaximum lag bei 222°C. Ebenso wie bei den anderen Pluggern für dieses Gerät, fällt die Temperaturkurve nach Erzielen des höchsten Wertes noch während der Aktivierungszeit ab. Der Mittelwert für T_{max} ist um 10,85% höher als die eingestellten 200°C.

Tabelle VIII:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
M/.10	221,5°C	222°C	221,71°C	1,11 Sek.

5. Ergebnisse

5.1.3 Elements Obturation Unit (EOU)

Größe 30/.04

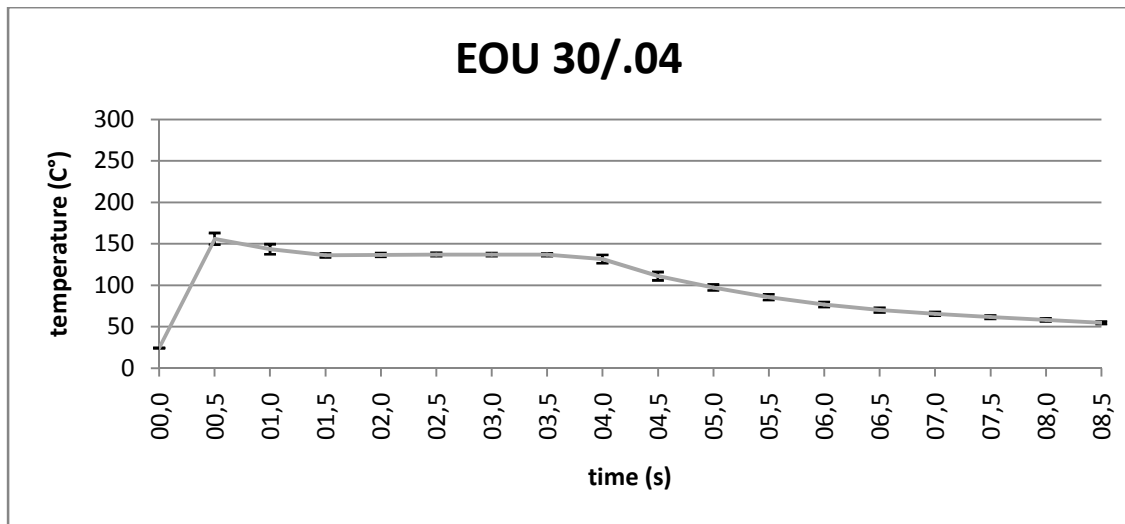


Abb.27: Temperaturverlauf des EOU 30/.04 bei 3 Sek. Aktivierung

Abb.27 zeigt den Temperaturverlauf für die Pluggergröße 30/.04. Das Gerät EOU erreicht die vorgewählten 200°C mit diesem Aufsatz nicht. Die Aktivierungsphase steigt steil und konstant bis zum Maximum an.

Anschließend fällt die Temperaturkurve um ca. 25°C ab. Danach kann die Temperatur jedoch bis zum Ende der Aktivierung gehalten werden. Dieses Plateau liegt ca. 60°C unter der eingestellten Temperatur.

Die maximale Temperatur wurde mit 166°C bestimmt. Der Mittelwert für Tmax liegt bei 164,75°C und ist somit 21,90% niedriger als die eingestellten 200°C. Tmax wurde nach 0,38 Sek. erreicht.

Tabelle IX:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
30/.04	163°C	166°C	164,75°C	0,38 Sek.

5. Ergebnisse

Größe F/.06:

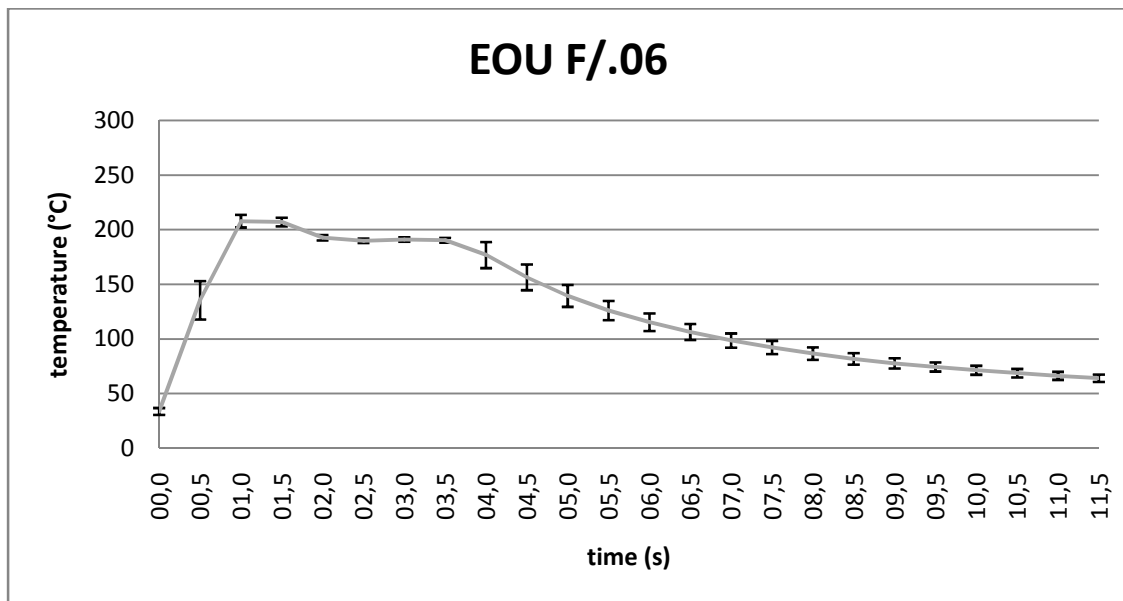


Abb.28: Temperaturverlauf des EOU F/.06 bei 3 Sek. Aktivierung

Die Temperaturkurve für F/.06 zeigt einen deutlich langsameren Temperaturverlauf. Tmax wird bei diesem Aufsatz erst nach 1,16 Sek. erreicht. Das Temperaturmaximum kann jedoch nicht über die gesamte Aktivierungszeit gehalten werden und fällt unter 200°C. Der Mittelwert für Tmax wurde mit 214,57°C gemessen und liegt damit 7,28% höher als die vorgewählte Temperatur von 200°C.

Tabelle X:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
F/.06	208,9°C	220,3°C	214,57°C	1,16 Sek.

5. Ergebnisse

Größe FM/.08:

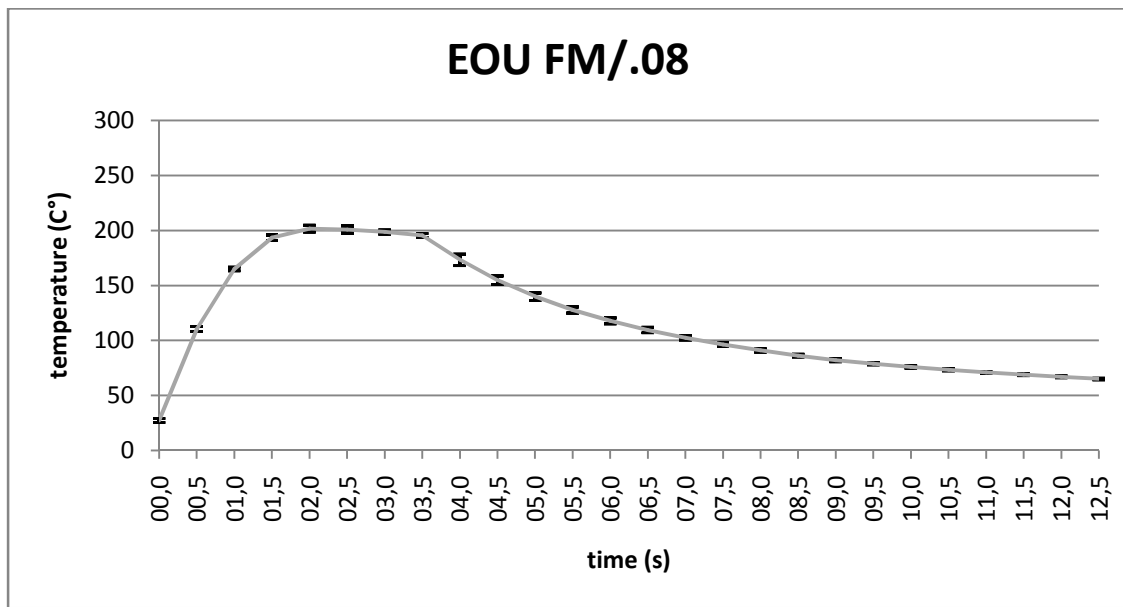


Abb.29: Temperaturverlauf des EOU FM/.08 bei 3 Sek. Aktivierung

Mit dem Aufsatz FM/.08 konnten die 200°C nach 1,92 Sek. erreicht werden. Die maximale Temperatur, die während der Aktivierung gemessen wurde, lag im Mittel bei 202,21°C. Damit liegt der Wert 1,11% über der eingestellten Temperatur. Nachdem das Gerät die maximale Temperatur erreicht hatte, kam es auch hier wieder zu einem Abfall der Temperatur.

Tabelle XI:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
FM/.08	198,3°C	206,1°C	202,21°C	1,92 Sek.

5. Ergebnisse

Größe M/.10:

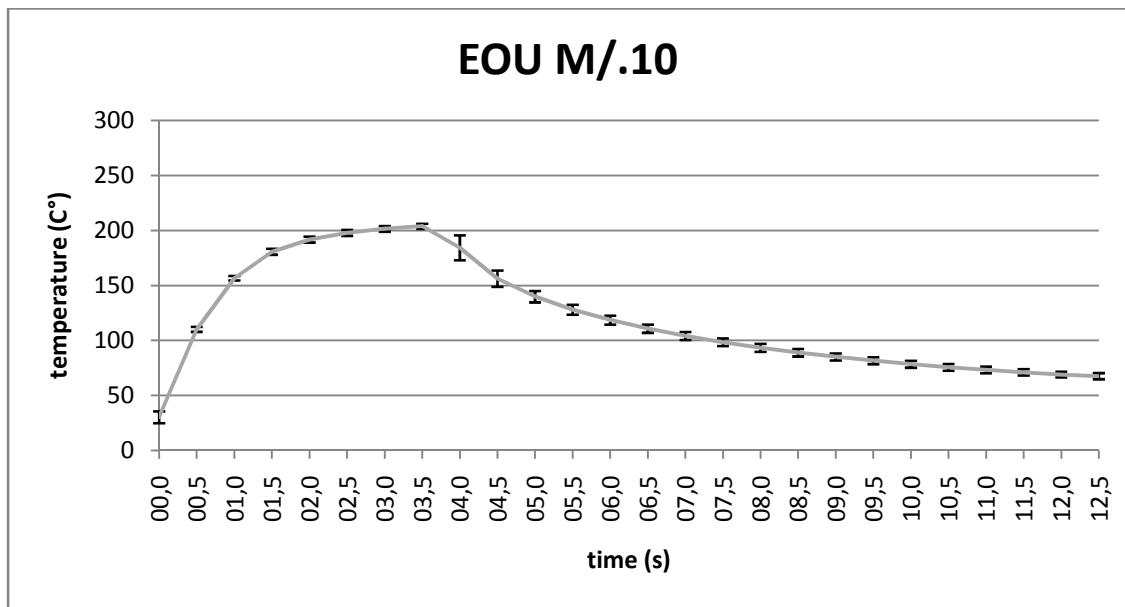


Abb.30: Temperaturverlauf des EOU M/.10 bei 3 Sek. Aktivierung

Im Mittel wurde T_{max} nach 3,34 Sek. erreicht. Somit wurde die komplette Aktivierungsphase zum Aufheizen benötigt. Der Mittelwert für T_{max} lag bei 205,1°C. Das entspricht einer um 2,55% höheren Temperatur als am Gerät eingestellt. Mit diesem Plugger konnte die eingestellte Temperatur erreicht werden, wobei sie nur minimal überschritten wurde.

Tabelle XII:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
M/.10	201,5°C	207°C	205,1°C	3,34 Sek.

5. Ergebnisse

5.1.4 B&L Super Endo alpha II (B&L)

Größe 40/.04:

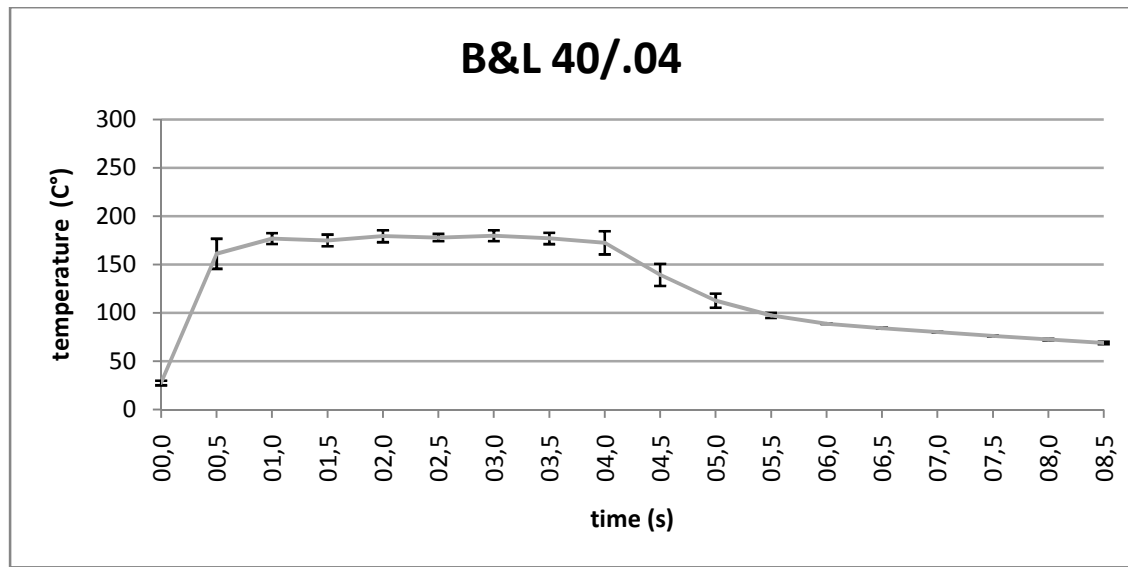


Abb.31: Temperaturverlauf des B&L 40/.04 bei 3 Sek. Aktivierung

Das System B&L Super Endo alpha II konnte mit der Pluggergröße 40/.04 die eingestellte Temperatur von 200°C zu keinem Zeitpunkt erreichen. T_{max} wurde nach 0,18 Sek. erreicht, und konnte anschließend auch gehalten werden. Das Maximum lag für diesen Pluggeraufsatz im Mittel bei 180,84°C. Die Temperatur, die mit diesem Plugger erreicht werden kann, liegt 9,00% niedriger, als am Gerät angezeigt wird.

Tabelle XIII:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
40/.04	175,2°C	184,1°C	180,84°C	0,18 Sek.

5. Ergebnisse

Größe 55/.06:

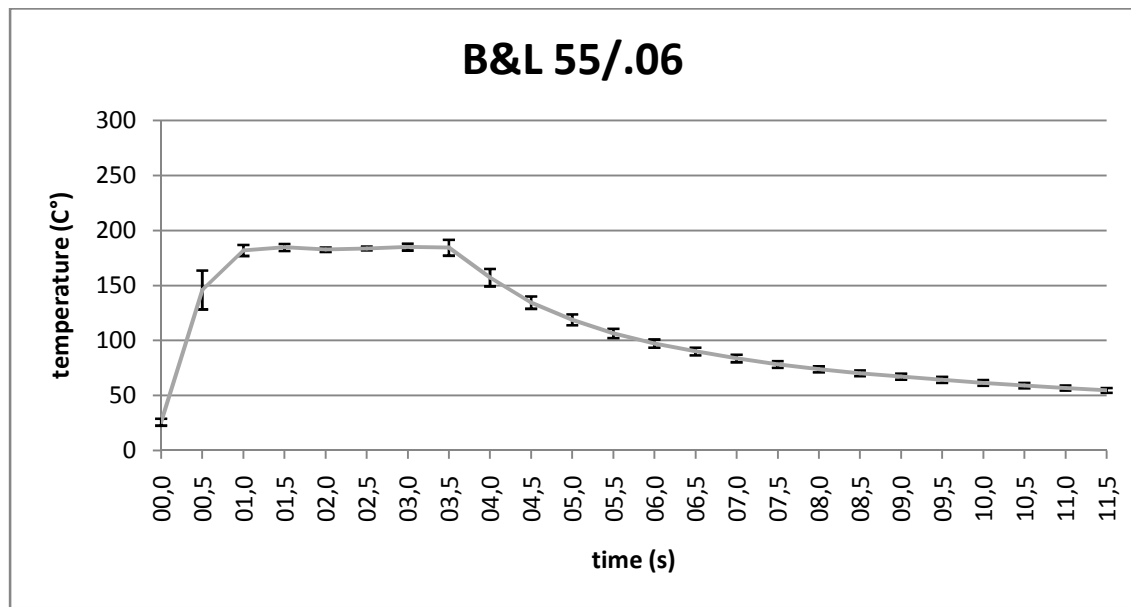


Abb.32: Temperaturverlauf des B&L 55/.06 bei 3 Sek. Aktivierung

Abb.32 zeigt die Ergebnisse der Versuchsreihe mit dem Pluggeraufsatz 55/.06. Die voreingestellte Temperatur von 200°C wird zu keinem Zeitpunkt erreicht. Allerdings kann das Maximum vom Gerät gehalten werden. Die Zeit, die das B&L Super Endo alpha II benötigt bis T_{max} erreicht ist, wurde mit 0,66 Sek. gemessen. Als Maximum wurde im Mittel ein Wert von 192,72°C gemessen. Prozentual ist der Wert 3,77% niedriger als am Gerät eingestellt.

Tabelle XIV:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
55/.06	188°C	197,44°C	192,72°C	0,66 Sek.

5. Ergebnisse

Größe 55/.08

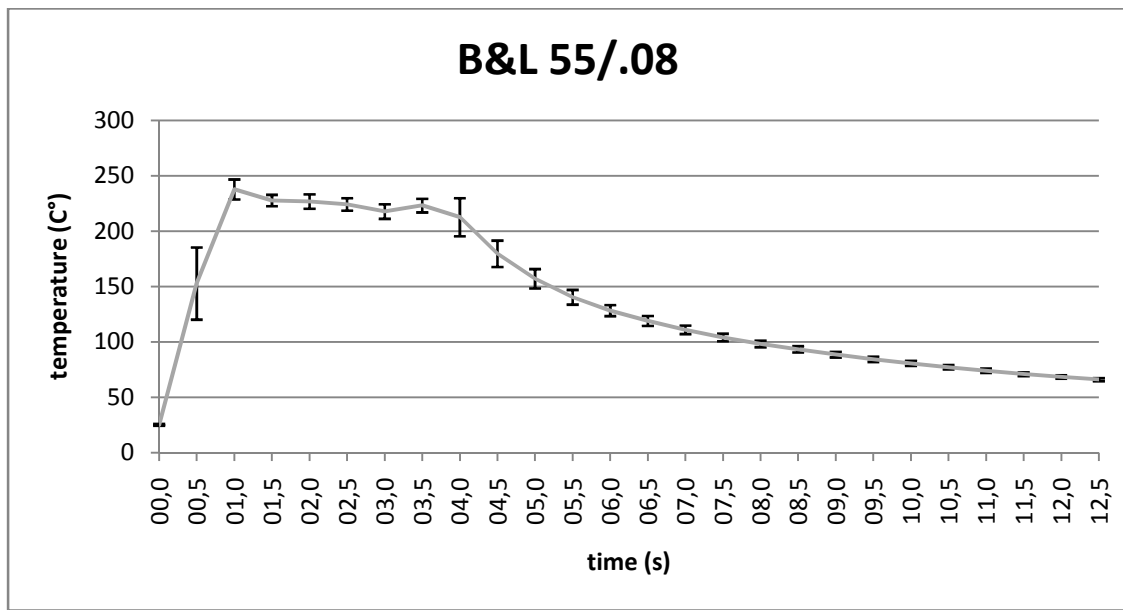


Abb.33: Temperaturverlauf des B&L 55/.08 bei 3 Sek. Aktivierung

Mit dem Aufsatz der Größe 55/.08 wurde für das System B&L Super Endo alpha II ein Mittelwert für T_{max} von 268,32°C gemessen. Dieses Maximum kann jedoch während der Aktivierung nicht gehalten werden. Nach dem Erreichen fällt die Kurve erst steil und dann sehr langsam weiter ab, bis der Plugger deaktiviert wird. Das Gerät benötigte mit diesem Aufsatz 0,812 Sek. bis T_{max} und liegt damit 34% höher als die eingestellte Temperatur.

Tabelle XV:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
55/.08	259,5°C	274,9°C	268,32°C	0,812 Sek.

5. Ergebnisse

Größe 55/.10:

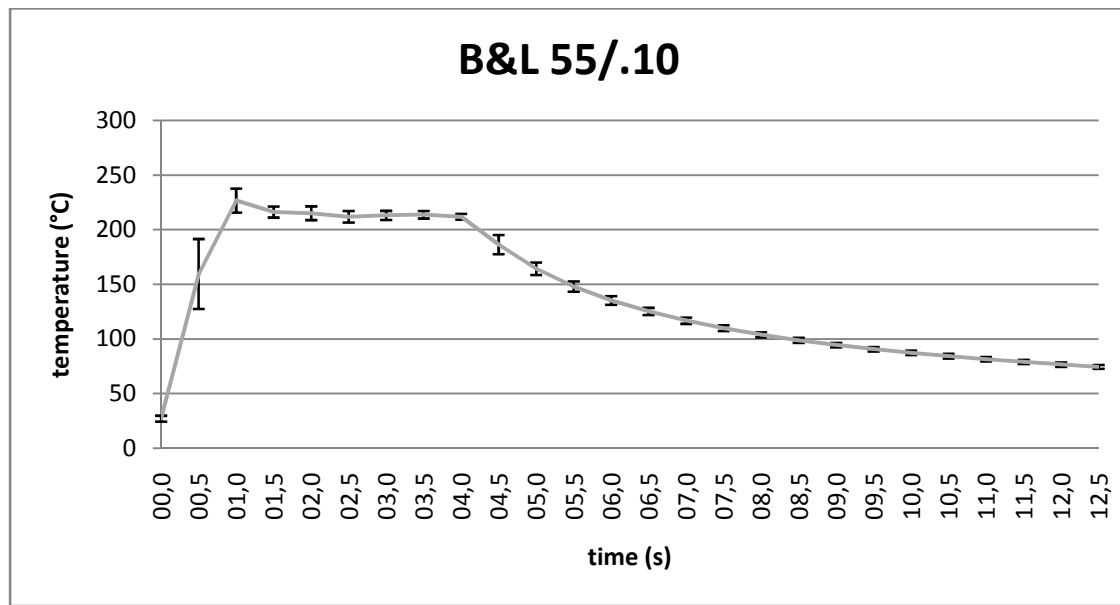


Abb.34: Temperaturverlauf des B&L 55/.10 bei 3 Sek. Aktivierung

Abb.34 zeigt die Kurve für den Temperaturverlauf am Plugger der Größe 55/.10. Diese geht deutlich über die eingestellte Temperatur von 200°C hinaus. Im Mittel war hier ein Wert für T_{max} von 249,44°C zu messen. Die Kurve zeigt einen steilen und somit schnellen Anstieg auf T_{max} in 0,88 Sek..

Nach Erreichen der maximalen Temperatur heizt das Gerät nicht weiter auf und die Temperatur kann für die letzten ca. 1,5 Sek. während der Aktivierung relativ konstant gehalten werden. Die vorgewählte Temperatur von 200°C wird um 24,5% überschritten.

Tabelle XVI:

Plugger	T min	T max	MW	t bis Tmax
55/.10	238,1°C	266°C	249,44°C	0,88 Sek.

5. Ergebnisse

5.2 Statistische Ergebnisse der Pluggermessungen

Da die Daten nach Berechnung mittels Kolmogoroff-Smirnov-Test keine Normalverteilung zeigten und der Levene-Test keine Homogenität der Varianzen ergab, wurden die Mittelwerte der einzelnen Durchläufe einem Vergleich mit dem Games-Howell-Test unterzogen. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Systemen festgestellt werden.

Tabelle XVII

EOU 30/.04	EOU F/.06	p=0,11
	EOU FM/.08	p=0,098
	EOU M/.10	p=0,56
	SysB 30/.04	p=0,907
	SysB F/.06	p=0,915
	SysB FM/.08	p=0,224
	SysB M/.10	p=0,09
	B&L 40/.04	p=1
	B&L 55/.06	p=0,91
	B&L 55/.08	p=0,647
	B&L 55/.10	p=0,163
EOU F/.06	EOU 30/.04	p=0,11
	EOU FM/.08	p=0,06
	EOU M/.10	p=0,924
	SysB 30/.04	p=0,13
	SysB F/.06	p=0,59
	SysB FM/.08	p=0,484
	SysB M/.10	p=0,57
	B&L 40/.04	p=0,1
	B&L 55/.06	p=0,14
	B&L 55/.08	p=0,358
	B&L 55/.10	p=0,216
EOU FM/.08	EOU 30/.04	p=0,98
	EOU F/.06	p=0,6
	EOU M/.10	p=0,994
	SysB 30/.04	p=0,414
	SysB F/.06	p=1
	SysB FM/.08	p=0,99
	SysB M/.10	p=1
	B&L 40/.04	p=0,668
	B&L 55/.06	p=0,727
	B&L 55/.08	p=1
	B&L 55/.10	p=0,999
EOU M/.10	EOU 30/.04	p=0,56
	EOU F/.06	p=0,924
	EOU FM/.08	p=0,994
	SysB 30/.04	p=0,728
	SysB F/.06	p=0,976
	SysB FM/.08	p=1
	SysB M/.10	p=0,993
	B&L 40/.04	p=0,651
	B&L 55/.06	p=0,798
	B&L 55/.08	p=1
	B&L 55/.10	p=1

Tabelle XVIII

SysB 30/.04	EOU 30/.04	p=0,907
	EOU F/.06	p=0,13
	EOU FM/.08	p=0,414
	EOU M/.10	p=0,728
	SysB F/.06	p=0,998
	SysB FM/.08	p=0,405
	SysB M/.10	p=0,413
	B&L 40/.04	p=1
	B&L 55/.06	p=1
	B&L 55/.08	p=0,871
	B&L 55/.10	p=0,363
SysB F/.06	EOU 30/.04	p=0,915
	EOU F/.06	p=0,059
	EOU FM/.08	p=1
	EOU M/.10	p=0,976
	SysB 30/.04	p=0,998
	SysB FM/.08	p=0,961
	SysB M/.10	p=1
	B&L 40/.04	p=0,986
	B&L 55/.06	p=1
	B&L 55/.08	p=1
	B&L 55/.10	p=0,989
SysB FM/.08	EOU 30/.04	p=0,224
	EOU F/.06	p=0,484
	EOU FM/.08	p=0,99
	EOU M/.10	p=1
	SysB 30/.04	p=0,405
	SysB F/.06	p=0,961
	SysB M/.10	p=0,986
	B&L 40/.04	p=0,417
	B&L 55/.06	p=0,526
	B&L 55/.08	p=1
	B&L 55/.10	p=1
SysB M/.10	EOU 30/.04	p=0,09
	EOU F/.06	p=0,057
	EOU FM/.08	p=1
	EOU M/.10	p=0,993
	SysB 30/.04	p=0,413
	SysB F/.06	p=1
	SysB FM/.08	p=0,986
	B&L 40/.04	p=0,679
	B&L 55/.06	p=0,738
	B&L 55/.08	p=1
	B&L 55/.10	p=0,999

Tabelle XIX

	EOU 30/.04	p=1
	EOU F/.06	p=0,1
	EOU FM/.08	p=0,668
	EOU M/.10	p=0,651
	SysB 30/.04	p=1
	SysB F/.06	p=0,986
	SysB FM/.08	p=0,417
	SysB M/.10	p=0,679
	B&L 55/.06	p=0,999
	B&L 55/.08	p=0,815
	B&L 55/.10	p=0,461
B&L 55/.06	EOU 30/.04	p=0,91
	EOU F/.06	p=0,14
	EOU FM/.08	p=0,727
	EOU M/.10	p=0,798
	SysB 30/.04	p=1
	SysB F/.06	p=1
	SysB FM/.08	p=0,526
	SysB M/.10	p=0,738
	B&L 40/.04	p=0,999
	B&L 55/.08	p=0,938
	B&L 55/.10	p=0,528
B&L 55/.08	EOU 30/.04	p=0,647
	EOU F/.06	p=0,358
	EOU FM/.08	p=1
	EOU M/.10	p=1
	SysB 30/.04	p=0,871
	SysB F/.06	p=1
	SysB FM/.08	p=1
	SysB M/.10	p=1
	B&L 40/.04	p=0,815
	B&L 55/.06	p=0,938
	B&L 55/.10	p=1
B&L 55/.10	EOU 30/.04	p=0,163
	EOU F/.06	p=0,216
	EOU FM/.08	p=0,999
	EOU M/.10	p=1
	SysB 30/.04	p=0,363
	SysB F/.06	p=0,989
	SysB FM/.08	p=1
	SysB M/.10	p=0,999
	B&L 40/.04	p=0,461
	B&L 55/.06	p=0,528
	B&L 55/.08	p=1

Die Tabellen XVII – XIX zeigen die statistische Auswertung für alle getesteten Plugger mittels Games-Howell-Test

5. Ergebnisse

5.3 Ergebnisse der Temperaturmessungen auf der Wurzeloberfläche

5.3.1 System B (Sys B)

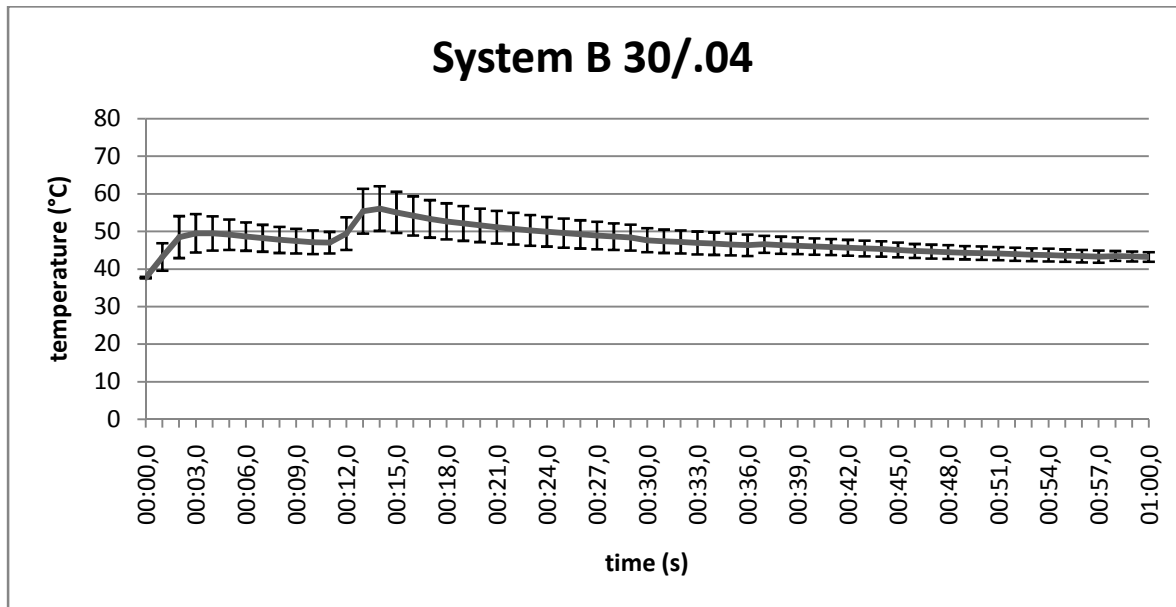


Abb.35: Mittelwertkurve der 15 Messungen des System B 30/.04 inklusive Fehlerbalken

Abb.35 zeigt die Mittelwertkurve der 15 Durchläufe für das System B über den Messzeitraum von 1 Minute. Nach 3 Sek. Aktivierung wurde Tmax0 bestimmt. Hier wurden im Mittel 56,78°C gemessen. Tmax1 wurde nach 1 Minute gemessen. Das Gerät System B kam hier auf einen Mittelwert von 42,14°C.

Tabelle XX

Gerät	Tmax0	Tmin	MW	SD
SysB 30/.04	69°C	48,1°C	56,78°C	6,526

Tabelle XXI

Gerät	Tmax1	Tmin	MW	SD
SysB 30/.04	45,4°C	38,7°C	42,14°C	1,959

5. Ergebnisse

5.3.2 Elements Obturation Unit (EOU)

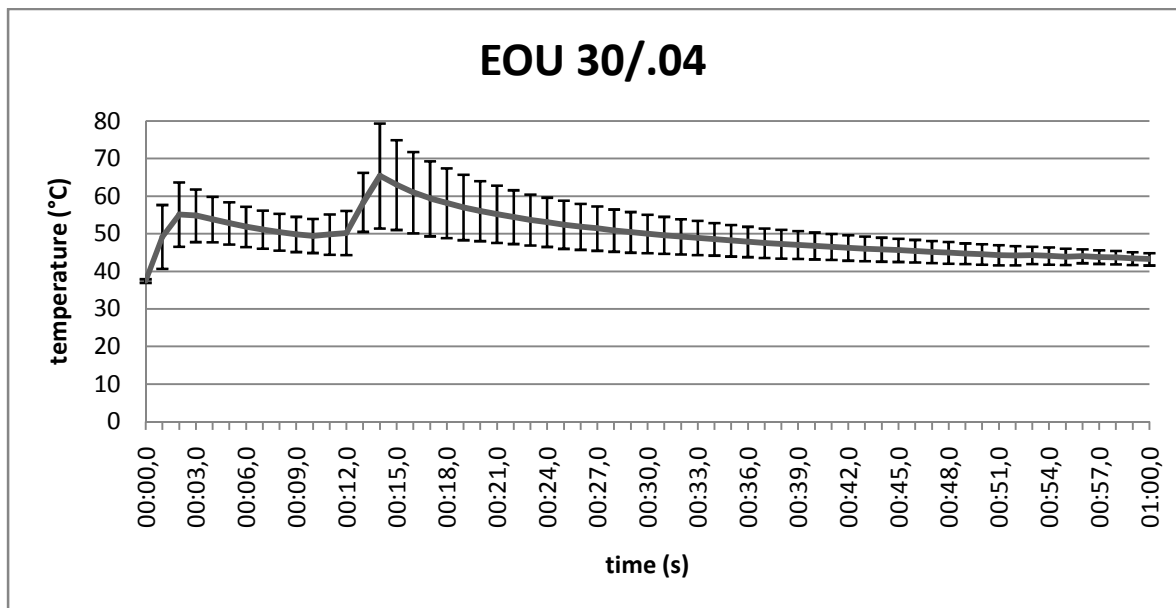


Abb.36: Mittelwertkurve der 15 Messungen des EOU 30/.04 inklusive Fehlerbalken

Abb.36 zeigt die Mittelwertkurve der 15 Durchläufe für das EOU über den Messzeitraum von 1 Minute. Nach einer Aktivierungszeit von 3 Sek. wurde Tmax0 gemessen. Der Mittelwert wurde hierfür mit 64,59°C bestimmt. 1 Minute nach der Aktivierung wurde Tmax1 gemessen. Bei dem Gerät EOU wurden für Tmax1 im Mittel 42,28°C registriert.

Tabelle XXII

Gerät	Tmax0	Tmin	MW	SD
EOU 30/.04	81,9°C	54,5°C	64,59°C	8,834°C

Tabelle XXIII

Gerät	Tmax1	Tmin	MW	SD
EOU 30/.04	44,7°C	38,2°C	42,28°C	1,979

5. Ergebnisse

5.3.3 B&L Super Endo alpha II (B&L)

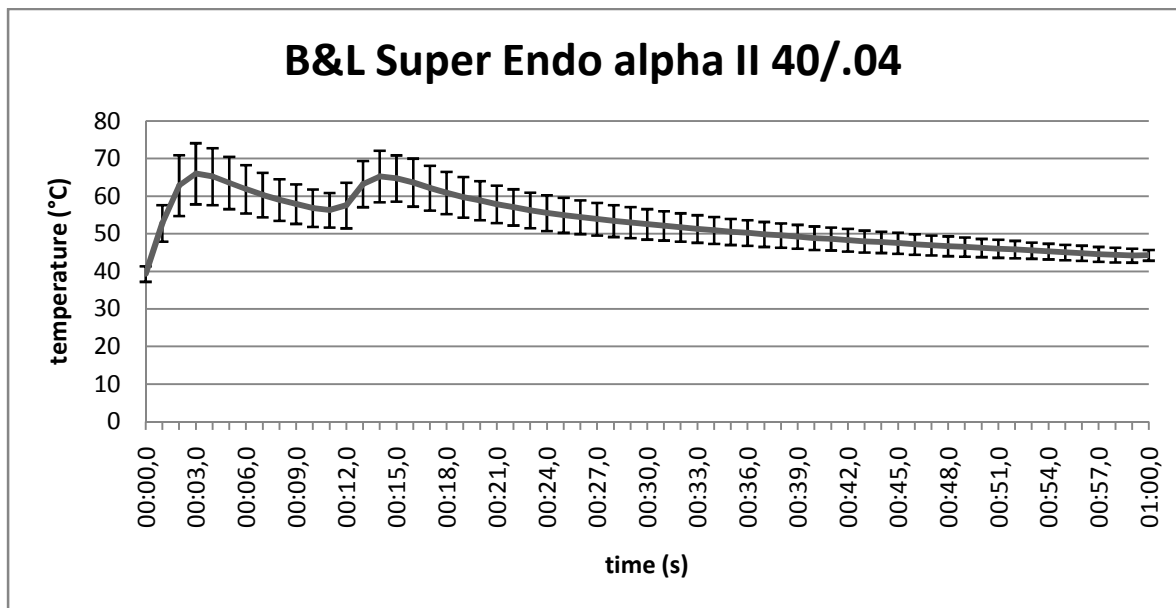


Abb.37: Mittelwertkurve der 15 Messungen des B&L Super Endo alpha II 40/.04 inklusive Fehlerbalken

Abb.37 zeigt die Mittelwertkurve der 15 Durchläufe für das B&L Super Endo alpha II über den Messzeitraum von 1 Minute. Tmax0 wurde nach 3 Sek. Aktivierung gemessen. Der Mittelwert wurde hierfür mit 69,2°C bestimmt. Nach 1 Minute wurde Tmax1 gemessen. Bei dem Gerät B&L alpha II wurden im Mittel 43,25°C registriert.

Tabelle XXIV

Gerät	Tmax0	Tmin	MW	SD
B&L 40/.04	84°C	56,3°C	69,2°C	7,512

Tabelle XXV

Gerät	Tmax1	Tmin	MW	SD
B&L 40/.04	47°C	39,8°C	43,25°C	1,939

5. Ergebnisse

5.4. Statistische Ergebnisse der Messungen auf der Wurzeloberfläche

Die Daten folgen in allen Gruppen einer Normalverteilung (Kolmogoroff-Smirnov-Test), allerdings ist für Tmax0 die Homogenität der Varianzen nicht erfüllt (Levene-Test). Aus diesem Grund wurde der Kruskal-Wallis-(H)-Test gerechnet, um die Gruppen zu vergleichen.

Tmax0 bezeichnet die Temperatur, welche nach 3 Sek. Aktivierung gemessen wurde. Es konnten signifikante Unterschiede zwischen dem B&L und dem System B ($p=0,001$), sowie zwischen dem System B und der EOU ($p=0,019$) festgestellt werden (s.Tab. XXVI).

Tmax1 beschreibt die gemessene Temperatur 1 Minute nach Aktivierung. Hier konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Geräten festgestellt werden (s. Tab. XXVII).

Tabelle XXVI:

EOU vs. B&L	p=0,078
B&L vs. SysB	p=0,001
SysB vs. EOU	p=0,019

Tabelle XXVI zeigt die statistische Auswertung mittels Kruskal-Wallis-Test für Tmax0 der drei Geräte.

Tabelle XXVII:

EOU vs. B&L	p=0,254
B&L vs. SysB	p=0,135
SysB vs. EOU	p=0,835

Die Tabelle XXVII fasst die statistische Auswertung mittels Kruskal-Wallis-Test für Tmax1 zusammen.

6. Diskussion

6. Diskussion

6.1 Vorversuche

Durch die Versuche im Vorfeld konnten zusätzliche Erkenntnisse über den Temperaturverlauf an Pluggern gewonnen werden. Hier wurde eine Abkühlzeit von nur 3 Sek. zwischen den Erwärmungen gewählt. Die Ergebnisse zeigen, dass eine kurze Abkühlzeit zu einer Summation der Erwärmung führt, da die Metallspitze zu Beginn der darauffolgenden Aktivierung noch Restwärme gespeichert hat. Dadurch wird bei mehrfach aufeinanderfolgender Aktivierung die eingestellte Temperatur teilweise massiv überschritten. Es ist daher wichtig, nach der Aktivierungsphase den Hitzepluggen ausreichend lange abkühlen zu lassen, bevor das Gerät ein weiteres Mal erhitzt wird.

Studien, welche sich mit der Summation der Hitzepluggenaktivierung befassen, sind in der Literatur bislang nicht bekannt.

6.2 Versuchsaufbau

Betrachtet man frühere Studien, so findet sich als häufigste Methode der Temperaturmessung auf Wurzeloberflächen sowie bei der intrakanalären Temperaturmessung, bei in vitro-Untersuchungen, die Messung mittels Kontaktthermometer (99) (105) (106) (107) (108) (109). Dieses Verfahren berücksichtigt jedoch bei der Messung nur jeweils den Bereich der Wurzel, an dem die Messfühler befestigt sind. Da rein willkürliche Punkte für die Befestigung der Temperaturfühler ausgewählt wurden, ist es somit nicht möglich, eine sichere Aussage über die Temperaturentwicklung und ihre Ausbreitung über die gesamte Wurzeloberfläche zu treffen. Ebenso kann mit dieser Methode der Punkt der maximalen Erwärmung nicht genau festgestellt werden. Um hierüber eine sichere Aussage treffen zu können, müsste die gesamte Wurzeloberfläche bzw. Pluggeroberfläche mit Messfühlern belegt werden. Mittels „finite Elemente Analyse“ wurde ebenfalls versucht, sich der Problematik zu

6. Diskussion

nähern (97) (110). Allerdings sind dies reine Rechenmodelle, welche auf Durchschnittswerten für Zähne beruhen.

Eine Technik, welche die gesamte Oberfläche der Wurzel bzw. eines Hitzepluggers erfassen kann, stellt die Messung mittels Infrarotkamera dar. Diverse Studien haben sich in der Vergangenheit der Infrarotmesstechnik bedient. Kilic et al. (111) sowie Nazari et al. (112) verwendeten die Infrarotmesstechnik in ihren Untersuchungen während der Stiftpräparation. Matsushita et al. (113) untersuchten in ihrer Studie die Thermographie zur Erkennung von Mikrorissen in der Zahnwurzel während der Ultraschallanwendung. Lipski et al. (114) setzten während der Revision von Therafil® mittels System B die Infrarotmesstechnik ein. Dass Messungen mit einer Infrarotkamera sogar genauer sind als mit Kontaktthermometern, haben McCullagh et al. (121) gezeigt. Sie konnten ein um 14,5°C höheres Temperaturmaximum mit einer Infrarotkamera im Vergleich zu einem Kontaktthermometer auf derselben Wurzeloberfläche während desselben Versuchs feststellen.

Lipski et al. (115) untersuchten mit einer Infrarotkamera, wie warm die Wurzeloberfläche während des Backfills mit warmer Guttapercha wird. Eine weitere Veröffentlichung von Lipski aus dem Jahr 2005 beschreibt die Messung der Wurzeloberflächentemperatur mit einer Infrarotkamera während der „*continuous-wave-of-condensation-Technik*“ (116). Ulusoy et al. (117) untersuchten mittels einer Infrarotkamera ebenfalls die Wärmeentwicklung bei der „*continuous-wave-of-condensation-Technik*“ mit dem Gerät System B sowie bei der Würzelfüllung mit dem Gerät Obtura II und mittels soft-core.

In der jüngeren Vergangenheit wurden diverse weitere Versuche mittels Infrarotkamera vorgenommen, die sich in erster Linie damit befassen haben, wie sich die Wärmeentwicklung während der Obturation von Wurzelkanälen mit thermoplastifizierter Guttapercha verhält (115) (118) (119) (93) (120).

Infrarotkameras bieten viele Vorteile bei der Temperaturmessung von Objekten (122). So ist es mit ihrer Hilfe möglich, Temperaturen kontaktlos zu erfassen. Dadurch wird die Oberfläche der zu messenden Objekte nicht durch Klebestellen für ein Thermometer oder durch Bohrungen für die Aufnahme von Messfühlern manipuliert. Die thermischen Bedingungen des Messobjekts bleiben unverändert.

6. Diskussion

Desweiteren liefert die Infrarotmesstechnik zweidimensionale Bilder, die es erlauben, unterschiedliche Temperaturbereiche des Messobjekts direkt miteinander zu vergleichen. Infrarotkameras können Videos von Temperaturmessungen in Echtzeit aufnehmen. Dies ermöglicht, den zeitlichen Verlauf von Erwärmungen oder Abkühlungen zu verfolgen. Zudem wird bei der Infrarotmessung keine ionisierende Strahlung ausgesandt, wie es z.B. bei Röntgenuntersuchungen vorkommt. Somit stellt diese Technik keine Gefahr während ihrer Anwendung an Lebewesen dar.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Infrarotkamera ermöglichte es, eine kontinuierliche Temperaturmessung während der Versuchsdurchläufe in Echtzeit durchzuführen. Außerdem konnte während der Messungen die Wurzel lückenlos über die gesamte Länge untersucht werden. Betrachtet man die Temperaturverläufe auf der Wurzeloberfläche der einzelnen Messungen, so ist zu erkennen, dass teilweise massive Temperaturänderungen in weniger als 1 Sek. erfolgen. Infrarotkameras mit Messintervallen von 1 - 2 Sek. (117) wären wohl nicht in der Lage, diese Änderungen bzw. Maxima zu erkennen. Dies würde schließlich zu falschen Interpretationen der Messergebnisse führen, was die Gefahr einer fehlerhaften Anwendung dieser Geräte am Patienten nach sich ziehen würde.

Standardisierte Umgebungsbedingungen für die einzelnen Versuchsdurchläufe sind unabdingbar, um die Ergebnisse miteinander vergleichen zu können. Sie sind zudem wichtige Voraussetzungen für eine korrekte Infrarotmessung (123).

Aus diesem Grund wurde für die Versuche dieser Arbeit eigens eine Box aus Plexiglas konstruiert. Sie ermöglichte, die Messungen unter immer gleichen thermischen Bedingungen durchzuführen. Um die Körpertemperatur zu simulieren, wurde die Innentemperatur der Box auf ca. 36°C - 37°C erwärmt und konstant gehalten. Luftbewegungen, welche die Temperaturmessungen verändern könnten, verursacht durch Tür- oder Fensterbewegungen oder durch im Raum befindliche Personen, wurden durch den geschlossenen Raum um die Versuchsobjekte herum ausgeschlossen. Die Box wurde zusätzlich mit schwarzem Karton ausgekleidet. Dadurch wurde verhindert, dass Lichtreflexionen die Messungen der Kamera beeinträchtigten. Durch die Box wurden Objekte jeglicher Art, welche die Temperatur verändern könnten oder die Messungen

6. Diskussion

stören würden, vom Messobjekt fern gehalten. Somit konnten die Versuchsreihen unabhängig von Störquellen, wie z.B. Raumtemperatur, Heizkörper, Glühbirnen, Klimageräten, oder dem Standort der Box, jedesmal unter identischen Bedingungen durchgeführt werden.

Studien, welche ihre Versuche ebenfalls in einem gegen äußerliche Einflüsse abgesicherten System durchgeführt haben, sind nicht bekannt. Ebenso gibt es in der Literatur keine Hinweise auf Studien, bei denen die Versuchszähne vorher auf Körpertemperatur erwärmt wurden. Desweiteren konnten keine Studien gefunden werden, die den Emissionsgrad der Wurzeloberfläche von Prämolaren bestimmt haben. Durch die vorliegende Studie wurde dieser bei 0,900 festgelegt.

Um das Parodontium zu simulieren, wird häufig Alginate oder gelatinierte Salzlösung zum Einbetten der Versuchsobjekte verwendet (106) (124). Möchte man die Messung der Wärmeentwicklung auf der Wurzeloberfläche jedoch mit einer Infrarotkamera durchführen, so ist es notwendig, dass die zu messende Oberfläche nicht von einem anderen Medium überlagert wird. Ansonsten können die Messungen verfälscht werden oder es wird nur die Temperatur des umgebenden Materials gemessen und nicht die des Zahnes (125). Es bleibt daher nur die Möglichkeit, den jeweiligen Zahn während der Messung frei in der Luft zu untersuchen. Dazu ist es jedoch notwendig, dass der Zahn nicht in der Hand gehalten wird. Hierdurch könnte es sonst zu einer unbeabsichtigten Änderung der Zahntemperatur durch Wärmezufuhr bzw. – ableitung über die Hand kommen. Für die Versuche wurden die Zähne daher an Halteelementen befestigt, so dass sich die Wurzel völlig frei in der Luft befand. Als Nachteil der fehlenden Einbettung bei dieser Methode muss allerdings die daraus resultierende unphysiologische Wärmeleitung beachtet werden, da die Wärmeableitung durch die Blutperfusion und das parodontale Gewebe hierbei nicht berücksichtigt wird (126) (127). Somit müssen die Ergebnisse etwas relativiert werden. Wie hoch dieser Anteil tatsächlich ist, konnte mit der vorliegenden Studie nicht geklärt werden. Hierfür wären noch weiterführende Untersuchungen und Studienmodelle wichtig und sinnvoll.

Zusätzlich kam es, bedingt durch die Messung in der Luft und der zugeführten Wärme durch den Hitzeplugger, zu einer gewissen Austrocknung der Zahnschubstanz während der

6. Diskussion

Versuchsdurchführung. Wie schon Viapiana et al. (106) feststellten, ist der Temperaturanstieg auf der Wurzeloberfläche abhängig von der Umgebungstemperatur und der Luftfeuchtigkeit, welche die Zähne während der Versuche umgibt. Wie groß nun der Einfluss dieser Trocknung auf die Wärmeweiterleitung vom Wurzelkanal in Richtung Wurzeloberfläche ist, konnte mit der vorliegenden Studie nicht geklärt werden. Weitere Versuche zu diesem Thema sind wichtig, um in Zukunft die Ergebnisse noch genauer interpretieren zu können.

Eine in vitro Untersuchung der Wärmeentwicklung auf Wurzeloberflächen während einer Therapiemaßnahme kann somit sicherlich immer nur eine Annäherung an die in vivo vorherrschenden Bedingungen sein.

6.3 Effektive Temperatur an der Arbeitsspitze

Nach Angaben der Gerätehersteller B&L Biotech und Sybron Endo, werden die Temperaturen durch die Geräte sehr präzise gesteuert. Bei dem Gerät B&L Super Endo alpha II wird durch einen eingebauten Chip im Millisekundenintervall die anliegende Temperatur kontrolliert und bei Bedarf reguliert. Bei den Geräten System B und Elements Obturation Unit schaltet das Gerät nach 4 Sek. Daueraktivierung automatisch ab, um eine Überhitzung zu vermeiden. Hier bedarf es einer erneuten Aktivierung um den Plugger wieder zu erwärmen.

Die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit ergaben für die einzelnen Geräte, dass die tatsächliche maximale Temperatur an der Hitzepluggerspitze teilweise erheblich von der am Gerät angezeigten Temperatur abweicht. Daraus lässt sich schließen, dass die Temperatur, welche auf dem Display der Geräte angegeben wird, dem Behandler keine verlässliche Information über die Temperatur an der Pluggerspitze gibt. Jedes der Systeme weist ein individuelles Heizverhalten auf. Da der technische Vorgang der Erwärmung jedes einzelnen Systems immer gleich ist, beeinflusst auch die Pluggergröße und Konizität wie schnell und stark sich die Spitze erhitzt und wieder abkühlt. So konnten deutliche Unterschiede im thermischen Verhalten zwischen den Pluggeraufsätzen der Elements Obturation Unit festgestellt werden. Mit dem kleinsten Aufsatz, 30/.04, wurde

6. Diskussion

schon nach 0,39 Sek. der Maximalwert erreicht, wobei der größte getestete Plugger, M/.10, 3,44 Sek. benötigte. Bei dem Gerät B&L Super Endo alpha II zeigte sich der Unterschied deutlich bei der Maximaltemperatur der einzelnen Aufsätze. Mit dem kleinsten Aufsatz, 40/.04, wurde die eingestellte Temperatur nicht erreicht. Mit der Größe 55/.08 hingegen deutlich übertroffen. In Abhängigkeit von der Pluggergröße und des angewandten Geräts variierte die Zeit bis zum Erreichen von T_{max} zwischen 0,18 Sek. (B&L Super Endo alpha II) und 3,44 Sek. (Elements Obturation Unit). Das B&L Super Endo alpha II erreichte das Temperaturmaximum teilweise doppelt so schnell wie das System B. Mit den kleinsten Pluggergrößen wurden die vorgewählten 200°C von keinem der drei Geräte erreicht. Insgesamt liegt das Gerät EOU mit den Messergebnissen den eingestellten 200°C am nächsten. Die höchste Temperatur insgesamt wurde mit dem B&L mit der Pluggergröße 55/.08 gemessen. Venturi et al. (95) konnten in ihrer Studie ebenfalls Differenzen zwischen der angezeigten und der tatsächlich gemessenen Temperatur feststellen. Simeone et al. (128) zeigten mit ihrer Studie, dass das System B mit der Aufsatzgröße 30/.04 bei einer eingestellten Temperatur von 180°C Höchstwerte von 234°C erreichte. Qu et al. (129) untersuchten drei verschiedene Hitzepluggergeräte mit einer Temperatureinstellung von 200°C. Sie kamen mit ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass alle Geräte mit ihren Aufsätzen unter der eingestellten Temperatur blieben. Durch das unterschiedlich schnelle Aufheizen der Plugger wird auch die maximale Temperatur, bei gleicher Aktivierungsdauer, unterschiedlich lange durch die einzelnen Geräte gehalten. Dies wiederum kann schließlich zu einer ungewollt zu hohen bzw. zu lang andauernden Hitzeapplikation im Zahn und an den umgebenden Geweben während der Anwendung am Patienten führen.

6. Diskussion

6.4 Temperaturveränderung auf der Wurzeloberfläche

Die am häufigsten zitierte Studie in Bezug auf parodontale Gewebs- und Knochenschäden, welche durch Hitze verursacht werden, ist die von Eriksson et al. aus dem Jahr 1983 (87). Sie fanden heraus, dass eine Wärmeexposition von 50°C länger als 1 Min., bzw. 47°C länger als 5 Min., irreversible Schäden am Knochengewebe durch Resorption verursacht. Dolan et al. (130) nach, kommt es, bedingt durch die Hitze, zu einer erhöhten Produktion osteoklasteninduzierender Faktoren, was zu einer Osteozytenzerstörung und Knochenabbau führt,

Die Aussagen vorangegangener Studien zu diesem Thema sind sehr uneinheitlich. So konnten Sweatman et al. (107) in ihrer Studie während der warmen, vertikalen Kompaktionstechnik mit dem Gerät System B, keine Erwärmung der Wurzeloberfläche über 10°C feststellen. Villegas et al. (131) wiederum beschreiben einen Temperaturanstieg während der Anwendung des System B von maximal 14,2°C.

Ulusoy et al. (117) fanden, bei der Anwendung des System B, einen maximalen Temperaturanstieg von 19,5°C. Lipski et al. (114) konnten sogar Temperaturanstiege von 26,7°C – 46°C auf der Wurzeloberfläche während der Wurzelfüllungsrevision mittels des System B verzeichnen. Barkhordar et al. (132) stellten hingegen in ihrer Studie fest, dass bei der warmen, vertikalen Wurzelkanalfüllung, maximale Temperaturen auf der Wurzeloberfläche von nur 44,02°C erreicht werden und somit keine Gefahr für das umliegende Gewebe besteht. Eine weitere Studie von Lee et al. (92) belegt wiederum, dass die Gefahr der Schädigung durch Hitze während der warmen vertikalen Kompaktion durchaus besteht, in ihren Versuchen stieg die Temperatur über 10°C an.

Auch Floren et al. (133) kamen mit ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass ein Temperaturanstieg auf der Wurzeloberfläche von 10°C bei der Anwendung des Geräts System B erreicht werden kann.

In einer weiteren Studie von Lipski et al. (115) wurden während des Backfills mit warmer Guttapercha Temperaturerhöhungen bis zu 8,5°C in Oberkieferfrontzähnen und bei Unterkieferfrontzähnen bis zu 22,1°C gemessen. Viapiana et al. (106) konnten mit ihren Versuchen zeigen, dass es bei der Anwendung der warmen vertikalen Kompaktionstechnik zu einer Temperaturerhöhung von bis zu 60°C kommen kann.

6. Diskussion

Die Resultate unserer Versuchsreihen zur Temperaturentwicklung auf der Wurzeloberfläche zeigen, dass es zu deutlichen Überschreitungen der von Eriksson et al. beschriebenen kritischen Erwärmungsgrenze von 10°C kommt. Wie groß diese Überschreitungen sind und wie lange sie anhalten, ist abhängig vom verwendeten Gerät und der ausgewählten Pluggergröße.

Ein weiterer Aspekt im Zusammenhang mit der Wärmeentwicklung auf der Wurzeloberfläche ist die unterschiedliche Dicke des Dentins der behandelten Zähne. Studien zu diesem Aspekt kamen jedoch zu unterschiedlichen Ergebnissen. So konnten Horan et al. (134) während der Entfernung von Stiften mittels Ultraschall in ihrer Arbeit keine Abhängigkeit der Erwärmung der Wurzeloberfläche von der Dicke des Wurzel Dentins feststellen. Secilmis et al. (135) hingegen zeigten durch Ihre Untersuchungen während der Anwendung eines Lasers auf der Außenseite des Zahnes, dass das Ausmaß der Wärmeentwicklung in der Pulpakammer von der Dicke des Wurzel Dentins abhängt.

Das Temperaturmaximum bleibt, wie in Abbildung 19 (Ende der Aktivierung nach 3 Sek.) gut zu erkennen ist, bei der Anwendung von Hitzepluggern im Wurzelkanal koronal der Wurzelspitze. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Pluggerspitze nur bis 3mm vor das Ende der Wurzel eingeführt wurde. Die höchsten Temperaturen wurden in unserer Studie daher jeweils im Bereich des mittleren bis apikalen Wurzeldrittels gemessen.

Bezieht man sich allein auf die Studie von Eriksson et al. (87), so stellen auch die Ergebnisse unserer Versuche keine Gefahr für die Schädigung des parodontalen Gewebes und des umgebenden Knochens dar. Dies ist dadurch begründet, dass die Überschreitung des Grenzwertes von 10°C bei allen Durchläufen deutlich kürzer als 1 Minute anhält. Allerdings konnten wir Temperaturmaxima von bis zu 84°C (B&L) verzeichnen. Wenn auch nur kurzfristig, so ist dies doch eine Temperaturerhöhung um ca. 47°C in Bezug auf die Körpertemperatur. Folgt man den Ergebnissen von Al-Qudah et al. (136), so können die gemessenen Temperaturen unter physiologischen Bedingungen sicher etwas nach unten korrigiert werden. Dies ist dadurch bedingt, dass es durch Wärmezufuhr zu einer reflektorischen Dilatation der Gefäßwände kommt, wodurch es zu einer verstärkten Durchblutung im parodontalen Gewebe und Knochen kommt, was mit einem erhöhten Wärmeabtransport einhergeht.

6. Diskussion

6.5 Schlussfolgerung

Abschließend kann festgestellt werden, dass die Anwendung von Hitzepluggern am Patienten nicht ohne ausreichende Erfahrung und Übung mit diesen Geräten angewandt werden sollte. Aufgrund der hier dargestellten Ergebnisse ist die Hitzeentwicklung am Gerät selbst und auch auf der Wurzeloberfläche so groß, dass eine potentielle Schädigung des parodontalen Gewebes und des umgebenden Knochens nicht vollständig auszuschließen ist. Insbesondere wenn die Aktivierung des Geräts zu lange oder zu schnell hintereinander durchgeführt wird. Aufgrund der teilweise erheblichen Unterschiede zwischen der tatsächlichen Temperatur an der Pluggerspitze und der angezeigten Temperatur auf dem Gerätedisplay, sollten sich Anwender nicht auf die Geräteanzeige allein verlassen. Es ist zu empfehlen, die Aktivierung des Hitzepluggers auf ein notwendiges Maß einzuschränken. Wird im Rahmen einer Wurzelkanalbehandlung die „*continuous-wave-of-condensation-Technik*“ angewandt, so empfehlen wir, die Aktivierungszeit auf 3 Sek. zu limitieren, um eine Schädigung des parodontalen Gewebes zu vermeiden. Desweiteren sollte der Behandler den Hitzeplugger ausreichend lange abkühlen lassen, bevor er ein weiteres Mal verwendet wird, um eine Summation der Erhitzung zu vermeiden. Nur so ist auch zu gewährleisten, dass die Wurzelkanalbehandlung sicher durchgeführt wird und der behandelte Zahn, das parodontale Gewebe sowie der umgebende Knochen langfristig gesund erhalten bleiben.

7. Zusammenfassung

7. Zusammenfassung

Um nach einer Wurzelkanalaufbereitung das hochkomplexe Kanalsystem dicht füllen zu können, wird häufig die intrakanaläre Thermoplastifizierung von Guttapercha mittels Hitzepluggern angewandt.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu untersuchen, ob die an den Hitzepluggern eingestellte Temperatur mit der an der Instrumentenspitze, während der Aktivierung, gemessenen Temperatur identisch ist. Desweiteren wurde an 45 humanen, einwurzeligen Prämolaren gemessen, wie stark sich die Wurzeloberfläche während der intrakanalären Thermoplastifizierung von Guttapercha erwärmt.

Für die Studie wurden drei Obturationssysteme ausgewählt: System B, Elements Obturation Unit, B&L Super Endo alpha II. Die Wärmeentwicklung wurde mit einer Infrarotkamera gemessen. Alle Versuche wurden in einer speziell für die Studie hergestellten Plexiglasbox durchgeführt, um äußerliche, thermische Einflüsse, die die Messungen verfälschen könnten, auszuschließen. Zusätzlich wurde ein Kontaktthermometer zur Kalibrierung eingesetzt und vor jedem Messdurchlauf die Ausgangstemperatur der Plugger und Zähne kontrolliert und mit der Infrarotkamera abgeglichen. Die Messungen der Temperaturentwicklung auf der Wurzeloberfläche wurden während der „*continuous-wave-of-condensation-Technik*“ an insgesamt 45 Zähnen durchgeführt. Jedes Gerät wurde jeweils an 15 Zähnen gemessen. Die Ergebnisse zeigen, dass keines der Geräte die eingestellte Temperatur exakt erreichte oder diese über die Zeit der 3 Sek. Aktivierung aufrecht erhalten konnte. Die Stärke der Abweichung und die Zeit bis zum Erreichen der Maximaltemperatur, hing sowohl vom ausgewählten Gerät als auch von der Größe der einzelnen Aufsätze ab. Während der intrakanalären Erwärmung der Guttapercha wurden teilweise hohe Temperaturspitzen auf der Wurzeloberfläche angetroffen. Insgesamt konnte für das System B eine deutlich geringere Temperaturerhöhung gemessen werden als für das System Elements Obturation Unit und das System B&L Super Endo alpha II. Wobei letzteres die höchsten Messwerte erzielte. Auch wenn diese Temperaturmaxima nur kurzfristig gemessen wurden, so besteht

7. Zusammenfassung

dennoch eine potenzielle Gefahr das parodontale Gewebe durch unphysiologische Erwärmung zu schädigen.

8. Literaturverzeichnis

1. **Endodontology, European Society of.** Quality guidelines for endodontic treatment: *International Endodontic Journal*,.
2. **Kockapan, C.** *Curriculum Endodontie*. Berlin : Quintessenz , 2003.
3. **Deutsche Gesellschaft für Endodontologie und zahnärztliche Traumatologie e.V. (DGET) in der DGZ.** www.erhaltedeinenzahn.de. [Online] [Zitat vom: 31. 12 2015.] <http://www.erhaltedeinenzahn.de/de/erhaltedeinenzahn/1004/ihrzahn.htm>.
4. **Weiger, R., Geurtsen, W., Heidemann, D., Löst, C., Petschelt, A., Raab, W., Schäfer, E., Hickel, R.** Stellungnahme DGZMK V 1.0 Stand 11/00 Zur Prognose von Wurzelbehandlungen. *DZZ 56 (01)*.
5. **Hess, W.** Anatomie der Wurzelkanäle des menschlichen Gebisses mit. *Schweiz Vierteljahreschr Zahnheilk 27: 1-52 (1917)*.
6. **Meyer, W., Scheele, E.** Die Anatomie der Wurzelkanäle. *Dtsch Zahnärztl Z 9: 551-553 (1954)*.
7. **Versiani, M.** www.rootcanalanatomy.blogspot.de. [Online]
8. **Radlanski, RJ.** Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie. *Quintessenz, Berlin, 2011*.
9. **Rosenstie, I E.** Transparent model teeth with pulps. *Dent Digest 1957;63:154-157*.
10. **Spalteholz, W.** Über das Durchsichtigmachen von menschlichen und tierischen Präparaten. *Leipzig: Verlag von S. Hirzel, 1911*.
11. **Peters, OA., Laib, A., Göhring, TN., Barbakow, F.** Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod 2001;27:1-6*.
12. **Rajasekharan, S., Martens, L., Vanhove, C., Aps, J.** In vitro analysis of extracted dens invaginatus using various radiographic imaging techniques. *Eur J Paediatr Dent. 2014 Sep;15(3):265-70*.
13. **Ordinola-Zapata, R., Monteiro Bramante, C., Gagliardi Minotti, P., Cavalini Cavenago B., Gutmann, JL., Moldauer, Bl., Versiani, MA., Hungaro Duarte, MA.**

8. Literaturverzeichnis

Micro-CT evaluation of C-shaped mandibular first premolars in a Brazilian subpopulation. *Int Endod J.* 2015 Aug;48(8):807-13.

14. **Mittal, N., Jain, J.** Spiral computed tomography assessment of the efficacy of different rotary versus hand treatment system. *J Conserv Dent.* 2014 Jan;17(1):8-12.

15. **Szabo, BT., Pataky, L., Mikusi, R., Fejedry, P., Dobo-Nagy, C.** Comparative evaluation of cone-beam CT equipment with micro-CT in the visualization of root canal system. *Ann Ist Super Sanita.* 2012;48(1):49-52.

16. **Zubizarreta Macho, A., Ferreiroa, A., Rico-Romano, C., Alonso-Ezpeleta, LO., Mena-Alvarez, J.** Diagnosis and endodontic treatment of type II dens invaginatus by using cone-beam computed tomography and splint guides for cavity access: a case report.

17. **Tambe, VH., Nagmonde, PS., Abraham, S., Patait, M., Lahoti, PV., Jaju, N.** Comparison of canal transportation and centering ability of rotary protaper, one shape system and wave one system using cone beam computed tomography: An in vitro study.

18. **Gandiban, K., Ramakrishnan, M.** CBCT analysis of root canal morphology in geminated incisor: a proposed classification and case report. *Gen Dent.* 2014 Sep-Oct;62(5):44-6.

19. **Shenoi, RP., Ghule, HM.** CBCT analysis of canal configuration of the mesio-buccal root of maxillary first permanent molar teeth: An in vitro study.

20. **Vertucci, FJ.** Root canal anatomy of the mandibular anterior teeth. *J Am dent Assoc* 1974;89:369-371.

21. **Sert, S., Bayirli, GS.** Evaluation of the root canal configurations of the mandibular and maxillary permanent teeth by gender in the Turkish population. *J Endod* 2004;30:391-398.

22. **Schilder, H., D.D.S.** Filling Root Canals in Three Dimensions. *JOE — Volume 32, Number 4, April 2006.*

23. **Baume, LJ.** Diagnosis of diseases of the pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1970 Jan;29(1):102-16.

24. **Pheulpin, JL., Fiore-Donno, G., Baume, LJ.** Inflammations of the pulp: their clinical and histopathological diagnosis. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1967 Aug;77(8):701-28.

25. **Gerald, N., Glickman, J., Schweitzer, L.** www.aae.org. [Online] 2013. [Zitat vom: 09. 01 2015.]

8. Literaturverzeichnis

https://www.aae.org/uploadedfiles/publications_and_research/newsletters/endodontics_colleagues_for_excellence_newsletter/endodonticdiagnosisfall2013.pdf.

26. **Jean, A., Kerebel, B., Kerebel, LM., Legeros, RZ., Hamel, H.** Effects of various calcium phosphate biomaterials on reparative dentin bridge formation. *J Endod.* 1988 Feb;14(2):83-7.

27. **Gängler, P.** Vergleichende vitalmikroskopische und histologische Untersuchungen zum Wirkmechanismus der Pulpaüberkappungsmittel Calciumhydroxid und Zinkoxid-Eugenol. *Zahn-Mund-Kieferheilkd.* 1977;65:376-91.

28. **Maeglin, B.** direkte Überkappung und Vitalamputation der Pulpa. *Öst Z Stomat* 58,32 (1961).

29. **Pereira, JC., Brante, CM., Berbert, A., Mondelli, J.** Effect of calcium hydroxide in powder or in paste form on pulp-capping procedures: histopathologic and radiographic analysis in dog's pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980 Aug;50(2):176-86.

30. **Haskell, EW., Stanley, HR., Chellemi, J., Stringfellow, H.** Direct pulp capping treatment: a long-term follow-up. *J Am Dent Assoc.* 1978 Oct;97(4):607-12.

31. **Chatterton, DB.** Pulp curettage. *J Am Dent Assoc.* 1952 Oct;45(4):462-5.

32. **Solomon, R. V., Faizuddin, U., Karunakar, P., Deepthi Sarvani, G. and Soumya, S.S.** Coronal Pulpotomy Technique Analysis as an Alternative to Pulpectomy for Preserving the Tooth Vitality, in the Context of Tissue Regeneration: A Correlated Clinical Study across 4 Adult Permanent Molars. *Case Rep Dent.* 2015; 2015: 916060. .

33. **Ng, F. K., Messer, L. B.** Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy medicament: a narrative review. *European Archives of Paediatric Dentistry.* 2008;9(1):4–11.

34. **Eghbal, M. J., Asgary, S., Baglue, R. A., Parirokh, M., Ghoddusi, J.** MTA pulpotomy of human permanent molars with irreversible pulpitis. *Australian Endodontic Journal.* 2009;35(1):4–8.

35. **Shayegan, A., Jurysta, C., Atash, R., Petein, M., Abbeele, A.V.** Biodentine used as a pulp-capping agent in primary pig teeth. *Pediatric Dentistry.* 2012;34(7):e202–e208.

36. **Keleş, A., Alcin, H., Kamalak, A., Versiani, MA.** Micro-CT evaluation of root filling quality in oval-shaped canals. *Int Endod J.* . Dec 2014, S. 1177-84.

37. **Zias, J., Numeroff, K.** Operative dentistry in the second century BCE. *J Am Dent Assoc.* 1987 May;114(5):665-6.

8. Literaturverzeichnis

38. **Coolidge, E.** A discussion of clinical results of root-canal treatment and filling. *Dent Cosmos* 69, S.1280-1288. 1927.
39. **Ørstavik, D., Kerekes, K., Eriksen, HM.** Clinical performance of three endodontic sealers. *Endod Dent Traumatol.* 1987;3:178-86.
40. **Wesselink, PR.** Die Wurzelkanalfüllung (I). *Endodontie.* 1995;4:181-8.
41. **Grade, A.C.** Eugenol in Wurzelkanalzementen als mögliche Ursache für eine Urtikaria. *Endodontie* 4, 121 (1995).
42. **Schroeder, A.** Mitteilungen über die Abschlußdichtheit von Wurzelfüllmaterialien und erster Hinweis auf ein neuartiges Wurzelfüllmittel. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1954;64:921-31.
43. **Rappaport, HM., Lilly, GE., Kapsimalis, P.** Toxicity of endodontic filling materials. *J Oral Surg.* 1964;18:785-802.
44. **Gettleman, BH., Messer, HH., ElDeeb, ME.** Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. *J Endod.* 1991 Jan;17(1):15-20.
45. **Wennberg, A., Ørstavik, D.** Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *Int Endod J.* 1990 Jan;23(1):13-9.
46. **Tagger, M., Tagger, E., Kfir, A.** Release of calcium and hydroxyl ions from set endodontic sealers containing calcium hydroxid. *J Endod* 14, 588 (1988).
47. **Pumarola, J., Berastegui, E., Brau, E., Canalda, C., Jiménez de Anta, MT.** Antimicrobial activity of seven root canal sealers. Results of agar diffusion and agar dilution tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992 Aug;74(2):216-20.
48. **Tepel, J., Darwisch, M., Hoppe, W.** Reaction of inflamed periapical tissue to intracanal medicaments and root canal sealers. *Endod Dent Traumatol.* 1994;10:233-8.
49. **Schäfer, E., Hickel, R.** Stellungnahme der DGZMK V1.0, Stand 6/99. *DZZ* 55(00).
50. **Ray, H., Seltzer, S.** A new glass ionomer root canal sealer. *J Endod* 17, 598 (1991).
51. **Wrbas, KT., Kielbassa, AM., Hellwig, E.** Das Wasseraufnahmeverhalten verschiedener Wurzelkanalsealer. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1998;53:146-50.
52. **Roggendorf, M.** Wurzelkanalfüllmaterialien up-to-date. *BZB/September/04/BLZK & KZVB.*
53. **De Gee, AJ., Wu, MK., Wesselink, PR.** Sealing properties of Ketac-endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers. *Int Endod J.* 1994 Sep;27(5):239-44.

8. Literaturverzeichnis

54. **Hülsmann, M.** Die Wurzelkanalfüllung mit Silberstiften. *Endodontie* 1995; 4: 49-62.
55. **Seltzer, S., Green, DB., Weiner, N., DeRenzis, F.** A scanning electron microscope examination of silver cones removed from endodontically treated teeth. *J Endod* 2004; 30, 463-474: Discussion 462.
56. **Koren, LZ., Yesilsoy, C., Sinai, IH., Chivian, N.** A detailed analysis of four long-term silver cone root canal fillings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1988 Jul;66(1):86-92.
57. **Dummer, PM., Kelly, T., Meghji, A., Sheikh, I., Vanitchai, JT.** An in vitro study of the quality of root fillings in teeth obturated by lateral condensation of guttapercha or Thermafil obturators. *Int Endod J* 1993; 26: 99-105.
58. **Schäfer, E., Olthoff, G.** Effect of Three Different Sealers on the Sealing Ability of Both Thermafil Obturators and Cold Laterally Compacted Gutta-Percha. *J Endod* 2002; 28: 638-642.
59. **Goodman, A., Schilder, H., Aldrich, W.** The thermomechanical properties of gutta-percha.II.The history and molecular chemistry of gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 37: 945-961.
60. **Maniglia-Ferreira, C., Gurgel-Filho, ED., Silva, JB. Jr, Paula, RC., Feitosa, JP., Gomes BP., Souza-Filho, FJ.** Brazilian gutta-percha points. Part II: thermal properties. *Braz Oral Res.* 2007 Jan-Mar;21(1):29-34.
61. **Mannocci, F., Ferrari, M.** Apical seal of roots obturated with laterally condensed gutta-percha, epoxy resin cement and dentin bonding agent. *J Endod* 1998; 24: 41-44.
62. **Marciano, J., Michalesco, P., Abadie, MJ.** Stereochemical structure characterization of dental gutta-percha. *J Endod.* 1993 Jan;19(1):31-4.
63. **Schilder, H.** Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North Am.*1967 Nov;723-44.
64. **Hata, G., Kawazoe, S., Toda, T., Weine, FS.** Sealing ability of thermoplasticized gutta-percha fill techniques as assessed by a new method of determining apical leakage. *J Endod.* 1995 Apr;21(4):167-72.
65. **Kiefner, Dr. Peter.** <http://www.zmk-aktuell.de/dentalforum/endodontie/story/erfolgreiche-endodontie-im-praxisalltag.html>. [Online] 22. 11 2011.
66. **Wein, FS.** 5. St Louis Missouri; Mosby Inc: 1996. Endodontic Therapy; pp. 427–430.

8. Literaturverzeichnis

67. **Grossman, L., Oliet, S., Pecrio, CE.** Endodontic Practice. 11. Philadelphia: 1983. pp. 150–151.
68. **Hegde, V., Arora, S.** Sealing ability of a novel hydrophilic vs. conventional hydrophobic obturation systems: A bacterial leakage study. *J Conserv Dent.* 2015 Jan-Feb;18(1):62-.
69. **Guldener, P.H.A.** Die Stifttechnik in der Endodontie. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 81, 52(1971).
70. **Arnold, M.** www.bzb-online.de. [Online] September 2010. [Zitat vom: 26. März 2015.] http://www.bzb-online.de/sept10/60_65.pdf.
71. **Lea, CS., Apicella, MJ., Mines, P., Yancich, PP., Parker, MH.** Comparison of the obturation density of cold lateral compaction versus warm vertical compaction using the continuous wave of condensation technique. *J Endod.* 2005, 31(1):37-9.
72. **Anantula, K., Ganta, AK.** Evaluation and comparison of sealing ability of three different obturation techniques - Lateral condensation, Obtura II, and GuttaFlow: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2011, 14(1):57-61.
73. **Budd, CS., Weller, RN., Kulild, JC.** A comparison of thermoplasticized injectable gutta-percha obturation techniques. *J Endod.* 1991 Jun;17(6):260-4.
74. **Clinton, K., Van Himel, T.** Comparison of a warm gutta-percha obturation technique and lateral condensation. *J Endod.* 2001 Nov; 27(11):692-5.
75. **Meister, F. Jr, Lommel, TJ., Gerstein, H.** Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980 Mar;49(3):243-53.
76. **Barthel, C.R., Kautz, H., Roulet, J.-F.** Dichtigkeit thermoplastischer Wurzelkanalfüllungen in geraden und gekrümmten Kanälen in vitro. *Dtsch.Zahnärztl. Z.* 49, 939(1994).
77. **Kandemir, D.G., Caliskan, MK.** A prospective randomized comparative study of cold lateral condensation versus Core/Gutta-percha in teeth with periapical lesions. *J Endod.* 2016 Feb;42(2):206-10.
78. **Mathur, R., Sharma, M., Sharma, D., Raisingani, D., Vishnoi, S., Singhal, D., Grover, S.** Evaluation of coronal leakage following different obturation techniques an in-vitro evaluation using Methylene Blue dye preparation.
79. **Mc Spadden, J.T.** self study course for the thermal condensation of guttapercha. Form no. 337, 10/80 (1980).

8. Literaturverzeichnis

80. **Michelotto, AL., Moura-Netto, C., Araki, AT., Akisue, E., Moura, AA., Sydney, GB.** In vitro analysis of thermocompaction time and gutta-percha type on quality of main canal and lateral canals filling. *Braz Oral Res.* 2010 Jul-Sep;24(3):290-5.
81. **Brothman, P.** A comparative study of the vertical and lateral condensation of guttapercha. *J Endod* 7, 27-30 (1981).
82. **Yared, GM., Bou Dagher, FE.** Influence of plugger penetration on the sealing ability of vertical condensation. *J Endod* 21, 152-153.
83. **Buchanan, Dr. L. S.** The continuous wave of condensation technique: a convergence of conceptual and procedural advances in obturation. *Dent Today* 13, S.80-85 (1994).
84. **Schilder, H.** Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.* 1974, 18(29).
85. **Mohsen, A., Abdollah, G., Mohammad, R. S., Sara N. and Mohamad J.K.** Comparison of Obturation Quality in Modified Continuous Wave Compaction, Continuous Wave Compaction, Lateral Compaction and Warm Vertical Compaction Techniques. *J Dent (Tehran).* 2015 Feb; 12(2): 99–108. .
86. **Carvalho-Sousa, B., Almeida-Gomes, F., Carvalho, PR., Maniglia-Ferreira, C., Gurgel-Filho, ED., Albuquerque, DS.** Filling lateral canals: evaluation of different filling techniques. *Eur J Dent.* 2010 Jul;4(3):251-6.
87. **Eriksson, AR., Albrektsson, T.** Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983 Jul;50(1):101-7.
88. **Hardie, EM.** Heat transmission to the outer surface of the tooth during the thermomechanical compaction technique of root canal obturation. *Int Endod J.* 1986;19:73–7.
89. **Gutmann, JL., Creel, DC., Bowles, WH.** Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part I. In vitro heat levels during extrusion. *J Endod.* 1987;8:378–83.
90. **Gutmann, JL., Rakusin, H., Powe, R., Bowles WH.** Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part II. In vivo response to heat levels generated. *J Endod.* 1987;13:441–8.
91. **Saunders, EM.** In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compaction of guttapercha. Part II. Histological response to temperature elevation on the external surface of the root. . *Int Endod J.* 1990;23:268–74.

8. Literaturverzeichnis

92. **Lee, FS., Van Cura, JE., BeGole, E.** A comparison of root surface temperatures using different obturation heat sources. *J Endod.* 1998 Sep;24(9):617-20.
93. **Lipski, M., Woźniak, K., Lichota, D., Nowicka, A.** Root surface temperature rise of mandibular first molar during root canal filling with high-temperature thermoplasticized Gutta-Percha in the dog. *Polish Journal of Veterinary Sciences Vol. 14, No. 4 (2011), 591-595.*
94. **Romero, AD., Green, DB., Wucherpfennig, AL.** Heat transfer to the periodontal ligament during root obturation procedures using an in vitro model. *J Endod.* 2000 Feb;26(2):85-7.
95. **Venturi, M., Pasquantonio, G., Falconi, M., Breschi, L.** Temperature change within gutta-percha induced by the System-B Heat Source. *Int Endod J.* 2002 Sep;35(9):740-6.
96. **Angerame, D., De Biasi, M., Pecci, R., Bedini, R., Tommasin, E., Marigo, L., Somma, F.** Analysis of single point and continuous wave of condensation root filling techniques by micro-computed tomography. *Ann Ist Super Sanita.* 2012;48(1):35-41.
97. **Zhou, X., Chen, Y., Wei, X., Liu, L., Zhang, F., Shi, Y., Wu, W..** Heat transfers to periodontal tissues and gutta-percha during thermoplasticized root canal obturation in a finite element analysis model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010 Aug;110(2):257-63.
98. **Villegas, JC., Yoshioka, T., Kobayashi, Ch., Suda, H.** Intracanal temperature rise evaluation during the usage of the System B: replication of intracanal anatomy. *Int Endod J.* 2005 Apr;38(4):218-22.
99. **Cumbo, E., Russo, R. and Gallina, G.** System B, Endo-Twinn and E-Fill. True temperatures inside the canal. *J Conserv Dent.* 2012 Oct-Dec; 15(4): 342–345. .
100. **Gencoglu, N.** Comparison of 6 different gutta-percha techniques (part II): Thermafil, JS Quick-Fill, Soft Core, Microseal, System B, and lateral condensation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003. July; 96 (1): 91– 5.
101. **Buchanan, LS.** The continuous wave of obturation technique: ‘centered’ condensation of warm gutta percha in 12 seconds. . *Dent Today.* 1996. January; 15 (1): 60– 2, 64– 7.
102. **Blum, JY., Parahy, E., Machtou, P.** Warm vertical compaction sequences in relation to gutta-percha temperature. *J Endod.* 1997 May; 23(5):307-11.

8. Literaturverzeichnis

103. **Machado, R., Henrique Ferrari, C., Back, E., Comparin, D., Fernando Tomazinho, L., Vansan, LP.** The impact of Apical Patency in the Success of Endodontic Treatment of Necrotic Teeth with Apical Periodontitis: A brief review. *Iran Endod J.* 2016 Winter; 11(1):63-66.
104. **Zissis, G.J., Wolfe, W.L.** The infrared Handbook. *Technical report, DTIC document.* 1978.
105. **Dimitrov, Sl., Gueorgieva, TZ., Dogandzhiyska, V., Angelov, V.** IN VITRO INVESTIGATION OF INFLUENCE OF TEMPERATURE RISING ON PERIODONTAL TISSUE DURING ENDODONTIC TREATMENT. *Journal of IMAB.* 2009, Bd. Book 2.
106. **Viapiana, R., Guerreiro-Tanomaru, JM., Tanomaru-Filho, M., Camilleri, J.** Investigation of the effect of sealer use on the heat generated at the external root surface during root canal obturation using warm vertical compaction technique with System B heat source. *J Endod.* 2014 Apr;40(4):555-61.
107. **Sweatman, TL., Baumgartner, JC., Sakaguchi, RL.** Radicular temperatures associated with thermoplasticized gutta-percha. *J Endod.* 2001 Aug;27(8):512-5.
108. **Eriksson, JH., Sundström, F.** Temperature rise during root canal preparation--a possible cause of damage to tooth and periodontal tissue. *Swed Dent J.* 1984;8(5):217-23.
109. **Bodrumlu, E., Keskiner, I., Sumer, M., Telcioglu, NT.** Temperature variation on root surface with three root-end cavity preparation techniques. *Srp Arh Celok Lek.* 2013 Sep-Oct;141(9-10):597-601.
110. **Er, O., Yaman, SD., Hasan, M.** Finite element analysis of the effects of thermal obturation in maxillary canine teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Aug;104(2):277-86.
111. **Kilic, K., Er, O., Kilinc, Hl., Aslan, T., Bendes, E., Sekerci, AE., Aslantas, V.** Infrared thermographic comparison of temperature increases on the root surface during dowel space preparations using circular versus oval fiber dowel systems. *J Prosthodont.* 2013 Apr;22(3):203-7.
112. **Nazari Moghadam, K., Shahab, S., Shirvani, S., Kazemi, A.** Temperature Increase during Different Post Space Preparation Systems: An In Vitro Study. *Iran Endod J.* 2011 Summer;6(3):116-8. Epub 2011 Aug 15.

8. Literaturverzeichnis

113. **Matsushita-Tokugawa, M., Miura, J., Iwami, Y., Sakagami, T., Izumi, Y., Mori, N., Hayashi, M., Imazato, S., Takeshige, F., Ebisu, S.** Detection of dentinal microcracks using infrared thermography. *Jan, J Endod.* 2013; 39(1):88-91.
114. **Lipski, M., Woźniak, K.** In vitro infrared thermographic assessment of root surface temperature rises during thermafil retreatment using system B. *J Endod.* 2003 Jun;29(6):413-5.
115. **Lipski, M.** In vitro infrared thermographic assessment of root surface temperatures generated by high-temperature thermoplasticized injectable gutta-percha obturation technique. *J Endod.* 2006 May;32(5):438-41.
116. **Lipski, M.** Root surface temperature rises during root canal obturation, in vitro, by the continuous wave of condensation technique using System B HeatSource. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 Apr;99(4):505-10.
117. **Ulusoy, ÖI., Yılmazoğlu, MZ., Görgül, G.** Effect of several thermoplastic canal filling techniques on surface temperature rise on roots with simulated internal resorption cavities: an infrared thermographic analysis. *Int Endod J.* 2015 Feb;48(2):171-6. .
118. **Lipski, M.** Root surface temperature rises in vitro during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha on a carrier or by injection. *J Endod.* 2004 Jun;30(6):441-3.
119. **Lipski, M.** Root surface temperature rises in vitro during root canal obturation using hybrid and microseal techniques. *J Endod.* 2005 Apr;31(4):297-300.
120. **Behnia, A., DMD, MS and McDonald, N.J., BSc, BDS, MS.** In Vitro Infrared Thermographic Assessment of Root Surface Temperatures Generated by theThermafil Plus System. *JOURNAL OF ENDODONTICS.* 2001, Bd. VOL. 27, NO. 3.
121. **Mc Cullagh, JJ., Setchell, DJ., Gulabivala, K., Hussey, DL., Biagioni, P., Lamey, PJ., Bailey, G..** A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique. *Int Endod J.* 2000 Jul;33(4):326-32.
122. **Usamentiaga, R., Venegas, P., Guerediaga, J., Vega, L., Molleda, J., Bulnes, FG.** Infrared thermography for temperature measurement and non-destructive testing. *Sensors (Basel).* 2014 Jul 10;14(7):12305-48.
123. http://www.thermotemp.de/thermografie/thermografie_grundlagen.php. [Online] Thermptemp. [Zitat vom: 27. 06 2016.]

8. Literaturverzeichnis

124. **Aydin, U., Karataslioglu, E., Aksoy, F., Yildirim, C.** In vitro evaluation of Root ZX and Raypex 6 in teeth with different apical diameters. *J Conserv Dent.* 2015 Jan-Feb;18(1):66-9.
125. **www.wikipedia.de.** [Online] [Zitat vom: 08. 02 2015.]
<http://de.wikipedia.org/wiki/W%C3%A4rmebildkamera>.
126. **Bodrum, E., Keskiner, I., Sumer, M., Telcioglu, NT.** Temperature Variation on Root Surface with three Root-End Cavity Preparation Techniques. *Srp Arh Celok Lek.* 2013 Sep-Oct;141(9-10):597-601.
127. **Kwon, SJ., Park, YJ., Jun, SH., Ahn, JS., Lee, IB., Cho, BH., Son, HH., Seo, DG.** Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* 2013 Aug;38(3):105-12.
128. **Simeone, M., De Santis, R., Ametrano, G., Prisco, D., Borrelli, M., Paduano, S., Riccitiello, F., Spagnuolo, G.** Temperature Profiles along the root with Gutta-Percha warmed through different heat sources. *Open Dent J.* 2014; 8: 229-235.
129. **Qu, W., Bai, W., Linag, YH., Gao, XJ.** Real temperature of the continuous-wave pluggers. *Beijing Da Xue Xue Bao.* 2015 Oct. 18;47(5):834-7.
130. **Dolan, EB., Tallon, D., Cheung, WY., Schaffler, MB., Kennedy, OD., McNamara, LM.** Thermally induced osteocyte damage initiates pro-osteoclastogenic gene expression in vivo. *J R Soc Interface.* 2016 Jun;13(119).
131. **Villegas, JC., Yoshioka, T., Kobayashi, Ch., Suda, H.** Intracanal temperature rise evaluation during the usage of the System B: replication of intracanal anatomy. *Int Endod J.* 2005 Apr;38(4):218-22.
132. **Barkhordar, RA., Goodis, HE., Watanabe, L., Koumdjian, J.** Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. *Quintessence Int.* 1990 Jul;21(7):585-8.
133. **Floren, JW., Weller, RN., Pashley, DH., Kimbrough, WF.** Changes in root surface temperatures with in vitro use of the system B HeatSource. *J Endod.* 1999 Sep;25(9):593-5.
134. **Horan, BB., Tordik, PA., Imamura, G., Goodell, GG.** Effect of dentin thickness on root surface temperature of teeth undergoing ultrasonic removal of posts. *J Endod* 2008 Apr;34(4):453-5.

8. Literaturverzeichnis

135. **Secilmis, A., Bulbul, M., Usumez, A.** Effects of different dentin thicknesses an air cooling on pulpal temperature rise during laser welding. *Lasers Med Sci.* 2013 Jan;28(1):167-70.
136. **Al-Qudah, A.A., Mitchell, C.A., Biagioni, P.A., Hussey, D.L.** Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *Journal of dentistry* 35 (2007) 238 – 245.
137. <http://de.wikipedia.org/wiki/Infrarotstrahlung>. [Online] [Zitat vom: 15. 03 2015.]

9. Bildquellenverzeichnis

9. Bildquellenverzeichnis

- A <http://www.sybronendo.com/pix/SybronEndo/Products/SystemB/System-B-1000x1000.jpg>
- B http://img.medicaexpo.de/images_me/photo-g/gerat-zur-wurzelkanalfullung-guttapercha-74210-147913.jpg
- C http://www.obtura.com/media/catalog/product/s/y/system_b_heat_pluggers.jpg
- D <http://cdn3.volusion.com/qepkm.awush/v/vspfiles/photos/BAMB-2.jpg?1418389552>
- E <http://www.bnlbio.com//v/vspfiles/photos/BP3504-2T.jpg>
- F http://www.micro-epsilon.co.uk/news/2012/UK_152-thermoIMAGER_TIM400/index.html

10. Anhang

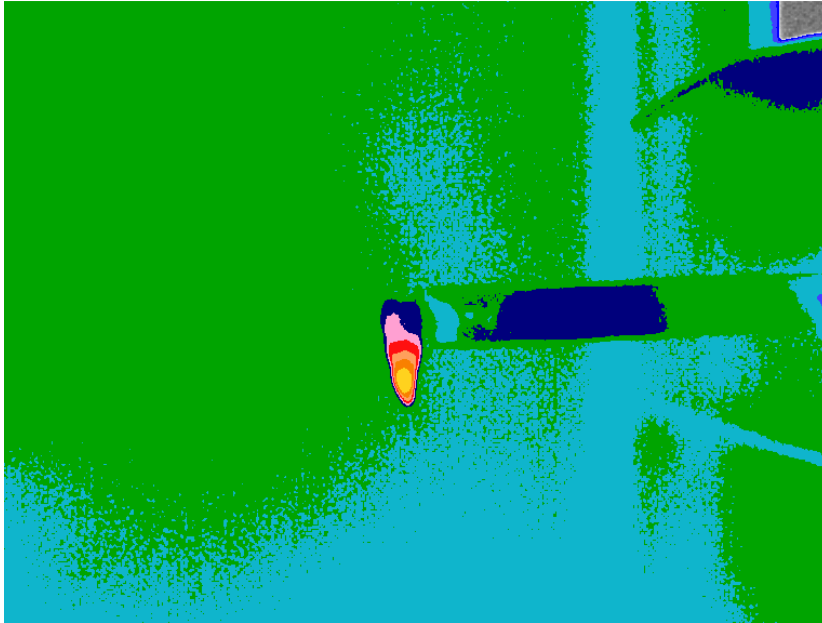


Abb.38: Screenshot direkt nach Entfernung des Hitzepluggers aus dem Zahn.

Abkürzungsverzeichnis:

Abb.	Abbildung
B&L	Super Endo alpha II
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
EOU	Elements Obturation Unit
ISO	International Organization for Standardization (international Norm)
mm	Millimeter
NaCl	Natriumchlorid
NaOCl	Natriumhypochlorit
Ncm	Newtonzentimeter
Sek.	Sekunde(n)
sog.	Sogenannt
SysB	System B
t	Zeit
UpM	Umdrehungen pro Minute
°C	Grad Celsius

10. Anhang

Verwendete Materialien (in alphabetischer Reihenfolge)

- AH Plus Jet Sealer (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)
- Aufsätze Gr. 30/.04, F/.06, FM/.08, M/.10 (SybronEndo, Orange, USA)
- Aufsätze Gr. 40/.04, 55/.06, 55/.08, 55/.10 (B&L Biotech, Ansan, Südkorea)
- B&L Super Endo alpha II (B&L Biotech, Ansan, Südkorea)
- C-Pilot Handinstrumente ISO 08- 10 (VDW GmbH, München, Deutschland)
- Diamantierter Torpedo (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland)
- Elements Obturation Unit (SybronEndo, Orange, USA)
- FlexiCut Handinstrumente ISO15 – 20 (VDW GmbH, München, Deutschland)
- Fön (Braun, Kronberg/Taunus, Deutschland)
- Glyde EDTA-Gel (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)
- Guttaperchastifte 4% (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)
- Handplugger BL-Kondenser (B&L Biotech, Ansan, Südkorea)
- Infrarotkamera thermoIMAGER TIM (MicroEpsilon Messtechnik, Ortenburg, Deutschland)
- Kontaktthermometer PL-120 T1 (Voltcraft, Wollerau, Schweiz)
- Mtwo NiTi-Instrumente ISO 10/.04 - 40/.04 (VDW GmbH, München, Deutschland)
- Natriumchlorid 0,9% Lösung (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland)
- Natriumhypochlorit 3% (Wunderlichs Apotheke, München, Deutschland)
- Papierspitzen (Roeko, Coltène/Whaledent GmbH & Co. KG, Langenau, Deutschland)
- Phosphorsäure-Ätzel 36% (M+W Dental, Büdingen, Deutschland)
- Schraubstock (suki.international GmbH, Landscheid, Deutschland)
- ScotchBond (3M ESPE, Neuss, Deutschland)
- Stoppuhr (Apple, Cupertino, USA)
- System B (SybronEndo, Orange, USA)
- Tetric EvoFlow (IvoclarVivadent GmbH, Liechtenstein, Liechtenstein)
- VDW Gold Motor (VDW GmbH, München, Deutschland)

11. Veröffentlichungen

11. Veröffentlichungen

C. Diegritz, O. Gerlitzki, C. Fotiadou, M. Folwaczny

In Vitro high resolution infrared thermo- imaging Analysis of 4 different obturation devices for warm vertical compaction

Posterpresentation on the international 16th ESE Biennial Congress Lisbon, Portugal
12–14 September 2013

Gerlitzki, O., Diegritz, C., Hickel, R., Folwaczny M.

In vitro Studie zur Wärmeentwicklung auf der Wurzeloberfläche während der warmen vertikalen Fülltechnik

Kurzvortrag auf der Jahrestagung der DGET 2014 in Hamburg 30.10.2014 – 01.11.2014

(Auszeichnung mit dem Tagungsbestpreis für die beste wissenschaftliche Studie)

12. Danksagung

12. Danksagung

Ich bedanke mich sehr bei Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny. Durch sein Engagement war es mir überhaupt erst möglich meine ursprüngliche Idee für diese Doktorarbeit auch tatsächlich an der LMU München verwirklichen zu können. Ich habe zu jeder Zeit eine sehr offene, gute und wissenschaftliche Unterstützung durch ihn erfahren.

Mein Dank gilt auch meinem Doktorandenbetreuer, OA Dr. Christian Diegritz, für die tolle Unterstützung in allen Belangen und zu jeder Phase der Doktorarbeit, sowie bei den Veröffentlichungen als Poster und Kurzvortrag.

Ganz besonders möchte ich mich jedoch bei meinen Eltern, bei meiner Frau und bei meinem Bruder bedanken. Sie alle waren von Anfang bis Ende großartige Motivatoren, Korrekturleser und Diskussionspartner, die immer ein offenes Ohr für mich hatten – hierfür nochmal ein ganz herzlichen Dank!

Eidesstattliche Versicherung

Oliver Gerlitzki

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

In vitro Untersuchung zur Wärmeentwicklung von Hitzepluggern und der Wurzeloberfläche von
Zähnen während der warmen vertikalen Kompaktion bei Wurzelkanälen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und
alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als
solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle
einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in
ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades
eingereicht wurde.

München, 25.7.2017

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand